

**Einfluss von Oberflächenbearbeitungen auf die  
mechanischen Eigenschaften von  
Zirkoniumdioxidkeramiken**

**DISSERTATION**

zur Erlangung des akademischen Grades  
doctor medicinae dentariae  
(Dr. med. dent.)

vorgelegt dem Rat der Medizinischen Fakultät  
der Friedrich-Schiller-Universität Jena

von  
Georg Benedix,  
geboren am 29.12.1985 in Frankenberg

Jena 2012

#### Gutachter

1. Oberärztin PD Dr. med. dent. Florentine Jahn, Jena
2. Professor Dr. Dr. Bernd W. Sigusch, Jena
3. Professor Dr. Ralph G. Luthardt, Ulm

Tag der öffentlichen Verteidigung: 04. September 2012

## ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS

a	mittlerer Riefenabstand
a. dest.	Aqua destillata
Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	Aluminiumoxid
ANOVA	Analysis of variance
b	Dicke
Bq	Becquerel
CAD	Computer Aided Design
CAM	Computer Aided Machining
CaO	Kalziumoxid
CeO <sub>2</sub>	Cerium(IV)-oxid
CSZ	Cubic stabilized zirconia
d	Durchmesser
DIN	Deutsches Institut für Normung, Deutsche Industrienorm
EN	Europäische Norm
F	Kraft
Fe <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	Eisen(III)-oxid
FSZ	Fully stabilized zirconia
HF	Hellfeld
HfO <sub>2</sub>	Hafniumoxid
hip	hot-isostatic pressed
HV	Mikrohärte nach Vickers
HSD	Honestly Significant Difference
Hz	Hertz
ICRP	International Commission for Radiation Protection
ISO	International Organisation for Standardisation
K <sub>ic</sub>	Risszähigkeit
/	Stützweite
La <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	Lanthanumoxid
LTD	low temperature degradation
MgO	Magnesiumoxid
ML	VM Modelling Liquid

MPa	Megapascal
mSv/a	Millisievert pro Jahr
N	Newton
Na <sub>2</sub> O	Natriumoxid
P	Bruchlast
PSZ	Partial stabilized zirconia
R <sub>a</sub>	arithmetischer Mittelrauwert
R <sub>max</sub>	maximale Rautiefe
s	Standardabweichung
SiO <sub>2</sub>	Siliziumdioxid
t/m	ausgehend von der tetragonalen zur monoklinen Phase
TLW	Temperaturlastwechsel, thermozyklischer Lastwechsel
TZP	Tetragonal zirconia polycrystals
w	Breite
$\bar{x}$	Mittelwert
XRD	Röntgendiffraktometrie
Y-TZP	Yttriumoxid-stabilisiertes tetragonales polykristallines Zirkoniumdioxid
Y <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	Yttriumoxid
ZrO <sub>2</sub>	Zirkoniumdioxid
ZrSiO <sub>4</sub>	Zirkoniumsilikat
ZZMK	Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
α	Signifikanzniveau
α-Y(OH) <sub>3</sub>	Yttriumhydroxid
σ	Biegefestigkeit
μm	Mikrometer
Ø	Durchmesser, Durchschnitt



## INHALTSVERZEICHNIS

### Abkürzungsverzeichnis

	Seite
<b>1. Zusammenfassung</b>	1
<b>2. Einleitung</b>	3
<b>3. Literaturübersicht</b>	5
3.1 Zirkoniumdioxid – Historische Entwicklung	5
3.2 Vorkommen von Zirkoniumdioxid	6
3.3 Gewinnung von Zirkoniumdioxid	7
3.4 Eigenschaften von Zirkoniumdioxid	7
3.5 Verarbeitung von Zirkoniumdioxid	12
3.6 Anwendung von Zirkoniumdioxid	15
<b>4. Zielstellung</b>	17
<b>5. Material und Methoden</b>	20
5.1 Herstellung der Probekörper	20
5.1.1 Zirkoniumdioxid-Weißkörper	21
5.1.2 Sinterung der Probekörper	22
5.2 Präparation der Prüfkörper	22
5.3 Verblendung der Probekörper	23
5.4 Einteilung der Versuchsgruppen	24
5.5 Herstellung der Versuchsgruppen	28
5.6 Temperaturlastwechsel (TLW)	30
5.7 Drei-Punkt-Biegeversuch	30
5.7.1 Biegefestigkeit, Bruchzähigkeit und Elastizitätsmodul	31
5.7.2 Bestimmung der Biegeeigenschaften	33
5.7.3 Versuchsaufbau	34
5.8 Oberflächenrauigkeit	34
5.9 Härtebestimmung nach Vickers	35
5.10 Mikroskopische Darstellung der Oberflächenmodifikationen	35
5.11 Statistische Auswertung	36
5.12 Materialliste	36

<b>6. Ergebnisse</b>	39
6.1 Beschreibende Statistik	39
6.1.1 Goldquadrat Quattrodisc Zirkon opak	47
6.1.2 VITA In-Ceram® YZ	49
6.1.3 Heraeus cara process Zr weiss	51
6.1.4 R+K Organic Zirkon transluzent	53
6.1.5 Weitere Ergebnisse	56
6.2 Zusammenfassung der Ergebnisse	60
6.2.1 Biegefestigkeit und Elastizitätsmodul	60
<b>7. Diskussion</b>	78
7.1 Diskussion der Methodik	78
7.2 Diskussion der Ergebnisse	85
7.2.1 Inhärente Eigenschaften	85
7.2.2 Beeinflussung der Eigenschaften	88
7.3 Klinischer Nutzen	91
7.4 Schlussfolgerung	92
<b>8. Literatur- und Abbildungsverzeichnis</b>	93
<b>9. Anhang</b>	110
Tabellen	
Danksagung	
Curriculum vitae	
Ehrenwörtliche Erklärung	

## 1. Zusammenfassung

"Die Wissenschaft ist ein Ozean.", sagte der englische Schriftsteller Edward George Bulwer-Lytton (1803 bis 1873). Forschung beschert dem Benutzer ein schier unüberschaubares und stetig expandierendes Ausmaß an Technologien und Werkstoffen. Mit der Einführung von Yttriumoxid-stabilisierten tetragonalen polykristallinen Zirkoniumdioxidkeramiken in den 1990er-Jahren beging man einen neuen Weg im zahnmedizinischen Sektor, da das keramische Indikationsspektrum erweitert wurde, so zum Beispiel auf den mechanisch stärker belasteten Seitenzahnbereich oder auch die Implantologie.

Dieses Material zeigt gute optische Eigenschaften, uneingeschränkte Biokompatibilität sowie eine außerordentlich hohe mechanische Belastbarkeit. Die genannten Charakteristika sind in der Kristallgitterstruktur begründet. Dabei besteht hier die Besonderheit, dass drei verschiedene Formen existieren, welche reversibel ineinander übertreten können. Die Umwandlung von der tetragonalen zur monoklinen Phase stellt währenddessen die Grundlage für die Transformationsfestigkeit dar. Dieser Mechanismus erlaubt es, aufgrund einer Volumenexpansion einen sich entwickelnden Riss in seiner Progression zu inhibieren. Diese Phasentransformation kann durch verschiedene externe Einflussfaktoren induziert werden. In dieser Arbeit wurden praxisrelevante und möglicherweise zukunftssträchtige Oberflächenmodifikationen bezüglich ihrer Bedeutung auf die mechanischen Eigenschaften der Keramiken untersucht. Die große Zahl an Ergebnissen zeigte viele Einflussoptionen auf, wobei die durchschnittlich niedrigsten Biegefestigkeiten bei keramisch verblendeten Testobjekten und die höchsten bei Korund gestrahlten (Korngröße 110 µm) Prüfkörpern messbar waren. Hinsichtlich der Korngröße des Korundstrahlgutes (50 µm, 110 µm) wurden in allen Tests der vier unterschiedlichen Keramiken deutlich gesteigerte sowie ähnlich hohe Biegefestigkeiten ermittelt, wohingegen nach der Präparation mit diamantierten Schleifkörpern unterschiedlicher Körnung (15 µm, 30 µm, 100 µm) differierende Ergebnisse eruiert wurden. Des Weiteren konnte kein signifikanter Unterschied zwischen ungekühlten und gekühlten Präparationen festgestellt werden. Diese und weitere bearbeitungs-

bedingt erhöhten Werte symbolisieren stärker belastbare Materialmodifikationen. Nach Meinung von Experten sollten allerdings die Oberflächen nachträglich poliert und einem Regenerationsbrand unterzogen werden, um mögliche Mikrodefekte und Kristallgitterverspannungen auszugleichen. In den vorgenommenen Untersuchungen wurde eine Reduktion der Biegefestigkeit nach Wärmebehandlungen unterschiedlicher Art festgestellt. Konsekutive Regenerationsbrände nach Präparation, respektive Korundbearbeitungen führten zu markanten Biegefestigkeitsminderungen. Ähnliche Auswirkungen wiesen Modifikationen wie das Aufsintern einer Keramikverblendung beziehungsweise eines Linermaterials bei ausgewählten Prüfkörpern auf. Da mechanische Defektsetzungen und materialimmanente Phasentransformationen einen entscheidenden Einfluss auf die Langzeitfestigkeit nehmen, sind solche komplexen Zusammenhänge kritisch einzuschätzen. Es erscheint empfehlenswert, mechanische Behandlungen soweit wie möglich zu vermeiden, da neben der momentan eintretenden Transformationsfestigkeit eine reduzierte Langzeitüberlebensrate zu erwarten ist. Gleichwohl kann man bemerken, dass Keramiken dieser Art den Anforderungen im intraoralen Bereich auch nach mehrjährigem Einsatz gerecht werden.

Abschließend ist zu konstatieren, dass die achtsame materialspezifische und indikationsgerechte Verarbeitung maßgeblich ist - mit den Worten von Professor Dr. Peter Pospiech [2011]:

"Vorsicht ist die Mutter der "Keramik"-Kiste."

## 2. Einleitung

Die Forderung nach jugendlichem Aussehen ist bis heute stark gewachsen.

Verbunden mit diesem Wunsch, gilt es besonders bei der Wiederherstellung verloren gegangener Zahnhartsubstanz, ein hohes Maß an Funktionalität und Ästhetik zu realisieren (Egger und Lückerrath 2009; Pospiech 2011).

Metallkeramische Versorgungen haben sich in den letzten 40 Jahren etabliert (Sundh et al. 2005). Sie zeichnen sich durch eine niedrige Versagensrate von unter 5 % nach zehn Jahren Einsatzdauer aus (Creugers et al. 1994; Kerschbaum 2004; Scurria et al. 1998; Tan et al. 2004; Heydecke et al. 2008). Die Überlebensrate bei fünf Jahren Beobachtungszeit wird an anderer Stelle auf 91 bis 98 % angegeben (Reich 2009; Manicone et al. 2007).

Nachteilig wirken sich die fehlende Lichttransmission, wodurch das natürliche Erscheinungsbild des Zahnes gestört ist, sowie das mögliche Auftreten von Unverträglichkeitsreaktionen aufgrund von Korrosion und Ionenliberation bei der Anwendung von Metallkeramik aus.

Mit dem Ziel, Zahnersatz naturgetreu respektive unauffällig zu gestalten, sind Gerüstkonstruktionen bestehend aus Metallegierungen zunehmend in den Hintergrund gerückt (Hellwig et al. 2007; Pospiech 2011).

Keramiken besitzen chemische als auch physikalische Eigenschaften, welche sie für den Gebrauch in der Dentalindustrie auszeichnen. Es handelt sich um eine Stoffklasse von Oxiden, die eine sehr hohe Bindungsenergie besitzen, konsekutiv ein inertes Verhalten zeigen, und resultierend ein hohes Maß an Biokompatibilität aufweisen (Pospiech 2002; Pospiech 2011; Kunzelmann et al. 2006; Marx et al. 2001). Diese Mundbeständigkeit übertrifft selbst diese von hochedelmetallhaltigen Legierungen (Kunzelmann et al. 2006).

Für die farbgetreue Darstellung von Restaurationen sind Transluzenz, Opaleszenz und Irideszenz sehr wichtig (McLaren et al. 2007). Die Imitation dieser originär bestehenden optischen Eigenheiten des Zahnes ist durch die Verwendung metallfreier Technik leichter erzielbar, besonderes Augenmerk liegt dabei auf dem Chamäleoneneffekt (Pospiech 2002). Bei Zirkoniumdioxid ist die Lichttransmission stark abhängig von der Materialstärke, welche aus

Stabilitätsgründen nur in begrenztem Maße regulierbar ist (Reich 2009; Pospiech 2011). Entsprechend bestehen diverse Einfärbemöglichkeiten, um eine für die Patientensituation optimale Kolorierung bereit zu stellen. Weiterhin sind keramische Werkstoffe farbstabil, besitzen eine akzeptable Abrasionsfestigkeit (Kunzelmann et al. 2006) und hohe Dichte von  $6,08 \text{ g/cm}^3$  (Liang et al. 2008).

Neben den Vorteilen bestehen aber auch diverse Nachteile. Die Sprödigkeit führt zu deutlich geringeren Bruchzähigkeiten von  $6 - 10 \text{ MPa} \times \text{m}^{1/2}$  (Denry und Kelly 2008; Filser et al. 2002; Marx et al. 2001) im Vergleich zu der um den Faktor zehn höheren von Metallen (Hornbogen 2002; Kunzelmann et al. 2006). Das Kristallgefüge ist gegenüber hoher Druckbelastung sehr resistent, wohingegen Zugspannungen leicht zur Fraktur führen können (Kunzelmann et al. 2006).

Bezüglich der Langzeitüberlebensrate von Vollkeramiksystemen bestehen kontroverse Aussagen in der Literatur. Es werden von 82,5 % und 95 % in Beobachtungen von In-Ceram® Alumina und In-Ceram® Zirconia (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Deutschland) bei fünf Jahren Tragezeit der Therapiemittel berichtet (Mörmann et al. 2007; Heintze und Rousson 2011). Für Zahnersatz auf Basis von Zirkoniumdioxid sind bis dato entsprechende Ergebnisse nur unzureichend vorhanden und werden differierend angegeben. Eine Fünfjahresstudie ergab eine Erfolgsrate von 73,9 %, wobei als Hauptursache beim Scheitern nicht unbedingt ein Versagen der Gerüstkeramik ausschlaggebend gewesen war (Reich 2009). Weiterhin werden von 90 %igen und höheren Überlebensraten auf fünf, respektive sechs Jahren gesprochen (Kelly 2004; Manicone et al. 2007).

Mit Einführung von Zirkoniumdioxidkeramik wurde der Sprung von kleineren Restaurationen im ästhetisch wichtigen Frontzahnbereich hin zu stärker belasteten, umfangreicheren Brückenversorgungen im Seitenzahnbereich unternommen (Pilathadka et al. 2007; Rosentritt et al. 2006).

### 3. Literaturübersicht

#### 3.1 Zirkoniumdioxid – Historische Entwicklung

Die Ursprünge des Porzellans liegen im asiatischen Raum, viele Jahrhunderte zurück. Experten gehen davon aus, dass während der chinesischen T'ang Dynastie um 700 das Hartporzellan entdeckt worden ist (Chu und Ahmad 2005). Zuvor gab es jedoch ähnliche Werkstoffe, welche im Kaltbrandverfahren hergestellt wurden.

Mit dem 18. Jahrhundert kam es zum Einzug der Keramik in die Zahnheilkunde. Frankreich war diesbezüglich Vorreiter, indem der Zahnarzt Pierre Fauchard (1678 bis 1761) 1728 in seinem zweibändigen Werk "Le Chirurgien Dentiste" von deren Potenzial berichtete. 1774 stellten der Pariser Apotheker Alexis Duchâteau (1751 bis 1829) und der Zahnarzt Nicolas Dubois De Chémant (1753 bis 1824) erstmals künstliche Zähne aus Keramik her (Kelly et al. 1996; Kelly 1997; Strub et al. 2005). Dieser neue Werkstoff wurde durch seine Eigenschaften wie der hohen Biokompatibilität, Festigkeit und guten Formbarkeit geschätzt. Zu dieser Zeit begann man, totalprothetischen Ersatz als Einstückarbeiten daraus herzustellen. Durch die nachteilig zu bewertende Sprödigkeit und konsekutiven Frakturgefahr setzten sich Porzellanprothesen nicht endgültig durch und es wurden substitutiv Menschenzähne auf einer Metallbasis gewählt (Powers 2006). 1808 führte Giuseppangelo Fonzi (1768 bis 1840) Porzellaneinzelzähne (so genannte Crampons) ein, welche einen großen Fortschritt in der Prothetik bedeuteten (Kelly et al. 1996; Strub et al. 2005).

Die ersten Kronen, bestehend aus Feldspatkeramik, wurden schon Ende des 19. Jahrhunderts hergestellt. Diese Keramikmantelkronen, auch bekannt als Jacketkronen, etablierten sich nicht, da eine hohe Frakturwahrscheinlichkeit bestand (Kappert und Krah 2001) und im Gegensatz zur Metallkeramik mehr Zahnhartsubstanz durch die ausgeprägte Stufenpräparation verloren ging (Körber 1995). Das Risiko der Devitalisierung sowie die anspruchsvolle Herstellungsweise (Ewing 1952; Ewing 1954; Miller 1951; Riley et al. 1975) bedingten, dass die Metallkeramiktechnik in den Vordergrund rückte.

Die Weiterentwicklung der dentalkeramischen Massen führte zur Verbesserung optischer Eigenschaften, da durch kontrollierte Zusammensetzungen die Transluzenz über die Glasphase gesteuert werden konnte, sowie durch Zusatz von Oxiden die Festigkeit gesteigert wurde (Janda 2009).

1975 deklarierte Ron C. Garvie das Modell "Keramischer Stahl". Darin beschreibt er das Verhalten von Zirkoniumdioxid in Bezug auf einwirkende Kräfte. Es tritt dabei, ähnlich wie bei Stahl, eine Veränderung der Kristallgitterstruktur ein, welche zu verstärkten Bruchfestigkeiten führt. 1969 kam Zirkoniumdioxid erstmals als Hüftgelenksplastik zum Einsatz (Manicone et al. 2007).

Mit der Einführung dieser neuen Keramik in der Zahnmedizin während der 1990er-Jahre (Kuliš 2006; Arzt MOM et al. 2009) war man nun in der Lage, in stärker belasteten Bereichen des orofazialen Organs prothetische Versorgungen zu realisieren (Arzt MOM et al. 2009).

### 3.2 Vorkommen von Zirkoniumdioxid

Zirkoniumdioxid wurde 1789 von dem deutschen Chemiker Martin Heinrich Klaproth (1743 bis 1817) entdeckt (Piconi und Maccauro 1999; Yildirim et al. 2003). Das elementare Metall Zirkonium trägt die Ordnungszahl 40. In der Natur finden sich Anteile in vulkanischen Gesteinen, wie Gneis, Granat, Schiefer oder Syenit. Entweder steht es in Verbindung mit Siliziumdioxid ( $\text{ZrO}_2 \times \text{SiO}_2$ ), auch bekannt unter Zirkon respektive Zirkonsand, oder liegt frei als Baddeleyit ( $\text{ZrO}_2$ ), bekannt als Zirkonerde oder Brasilit, vor (Stevens und Hennike 1992; Kunzelmann et al. 2006). Die Hauptvorkommen befinden sich in Südafrika, Indien, USA und Australien (Strub et al. 2005). Zirkon kommt in Magmatiten, wie beispielsweise Granit, sowie Sandstein vor, ist aber auch durch seine ansprechende Gestalt als Schmuckstein bekannt (Strub et al. 2005). Die seltenere Form, der Baddeleyit, wird in Brasilien, Südafrika und Ceylon gefördert (Kappert 2005).



### 3.3 Gewinnung von Zirkoniumdioxid

Das in der Dentalindustrie verwendete Zirkoniumdioxid wird auf synthetischem Weg und durch komplexe Reinigungsvorgänge, wie chromatographische oder Ionenaustauschverfahren, natürlicher Rohstoffe hergestellt (Burger et al. 1997).

### 3.4 Eigenschaften von Zirkoniumdioxid

Polykristalline Oxidkeramiken, zu denen Zirkoniumdioxid gezählt wird, bestehen aus über 90 % einkomponentigen, einphasigen Metalloxiden, entweder Aluminiumoxid ( $\text{Al}_2\text{O}_3$ ) oder Zirkoniumdioxid ( $\text{ZrO}_2$ ) (Reich 2009). Sie bilden ein homogenes, dicht gepacktes Kristallgefüge (Reich 2009) und besitzen im Gegensatz zu Silikatkeramiken nur eine minimale Glasphase (Maier 1991). Daraus resultiert eine deutliche Steigerung der physikalischen Eigenschaften (Janda 2009; Reich 2009), wie zum Beispiel eine dreifach höhere Dauerfestigkeit im Vergleich zu glasinfiltrierten Oxidkeramiken (Geis-Gerstorfer und Fäßler 1999).

Eine Phasenprofilanalyse mittels Röntgendiffraktometrie (XRD) dient zur Untersuchung von Kristallstrukturen. Hierbei lassen sich unterschiedliche Kristallphasen und deren Quantität ermitteln. Die Grundlage dieser Methode ist die phasenspezifische Wechselwirkung zwischen Röntgenstrahlung und Kristallgitter, bei welcher ein charakteristischer Reflexions- respektive Beugungswinkel verifizierbar ist. Dieser korreliert mit den Distanzen der Gitterebenen. Daraus abgeleitet besteht die Möglichkeit mit Hilfe eines Beugungsdiagrammes, in welchem die Beugungswinkel und entsprechenden detektierbaren Strahlungen gegeneinander aufgetragen sind, eine Auswertung vorzunehmen (Coldea et al. 2009). Reines Zirkoniumdioxid verfügt über drei unterschiedliche Kristallgitterstrukturen, welche temperaturabhängig bestehen. Die monokline Phase ist bei Zimmertemperatur bis hin zu 1.170 °C stabil, die tetragonale Phase, im Temperaturbereich zwischen 1.170 °C und 2.370 °C, und eine kubische Phase, welche ab 2.370 °C bis hin zum Schmelzpunkt (2.680 °C) stabilisiert vorliegt (Denry und Kelly 2008).

Diese Modifikationen sind in der Lage untereinander zu transformieren. Die

martensitische tetragonal-monokline Phasenumwandlung (t/m-Transformation) ist reversibel und mit einer Volumenvergrößerung zwischen 3 – 5 % verbunden (Reich 2009; Denry und Kelly 2008; Denry und Kelly 2009; Tholey et al. 2009; Kunzelmann et al. 2006; Stawarczyk 2011). Der Grund dafür ist die zunehmende Dichte von monoklinen ( $5,85 \text{ g/cm}^3$ ) zu tetragonalen ( $6,10 \text{ g/cm}^3$ ) sowie kubischen Kristalliten ( $6,09 \text{ g/cm}^3$ ) (Burger 1996). Geschieht dies belastungsinduziert, wird durch die lokal einwirkende Zugkraft der Matrixdruck im Sinne einer Kontinuitätsunterbrechung hervorgerufen. In diesem Zustand ist die monokline Form begünstigt (Tinschert et al. 1999), wobei der Anteil dieser Phase maßgeblich für die mechanischen Eigenschaften verantwortlich ist (Sato et al. 2008). Die Bedeutung dieses Vorgangs liegt in der Fähigkeit, Rissenergie zu absorbieren und eine Druckspannung auf einen entstehenden Riss auszuüben. Dadurch leitet sich eine gesteigerte Widerstandskraft gegen Rissbildung ab, auch Transformationsfestigkeit genannt (Chevalier 2006; Ardlin 2002; Reich 2009). In Abbildung 7-2 wird dieser Mechanismus schematisch dargestellt. Das Wissen darüber dient unter Umständen der gezielten Erhöhung der Belastbarkeit. Mit Korundpulver bestrahlte Keramiken zeigen im Vergleich zu unbehandelten höhere Bruchfestigkeiten von 20 bis 30 % (Janda 2009). Durch zu hohen Korundstrahl Druck (Casucci et al. 2009) und zu große Korundpartikel können diese Oberflächenbehandlungen negativen Einfluss durch Defektsetzungen haben (Janda 2009; Rosentritt et al. 2006). Weiterhin wird die Langzeitüberlebensrate vermindert (Zhang et al. 2004; Janda 2009) und die Haftkraft beim Befestigen nicht verbessert (Derant et al. 2008; Duarte et al. 2011; Phark et al. 2009).

Andererseits ist es möglich, einen mit Abkühlung spontanen Phasenübergang (thermisch induziert) innerhalb der Keramik zu erfassen (Janda 2009). Inhärente Schwachstellen, Poren und Mikrodefekte sind in der Lage über unterkritische Rissfortpflanzung zum katastrophalen Riss und so zum Versagen des Werkstoffes zu führen (Reich 2009; Geis-Gerstorfer und Fäßler 1999).

Da bei reinem Zirkoniumdioxid die t/m-Transformation üblicherweise während des Abkühlens vonstatten geht, weil das Kristallgefüge die energetisch günstigste Konformation einzunehmen vermag, ist es nötig, eine als Stabilisator fungierende Komponente beizumengen. Diese Erkenntnis besteht seit 1972

(Kelly und Denry 2008). Dafür eignen sich diverse Metalloxide, wie  $\text{MgO}$ ,  $\text{CeO}_2$ ,  $\text{CaO}$ ,  $\text{La}_2\text{O}_3$  und  $\text{Y}_2\text{O}_3$  (Denry und Kelly 2008; Lazar et al. 2008). Die am häufigsten verwendeten sind  $\text{CeO}_2$  und  $\text{Y}_2\text{O}_3$  (Kelly und Denry 2008). Als Folge des Zusatzes dieser niedrig-valenteren Oxide bleibt die tetragonale Phase während und nach dem Abkühlen erhalten.

Abhängig vom gewählten Zusatz und entsprechender Menge kann man drei verschiedene Formen stabilisierten Zirkoniumdioxids eruieren: vollständig stabilisiertes kubisches (FSZ – Fully stabilized zirconia beziehungsweise CSZ – Cubic stabilized zirconia), teilweise stabilisiertes (PSZ – Partial stabilized zirconia), welches eine Mischung von kubischen sowie tetragonal-monoklinen Kristallphasen darstellt. Die dritte Möglichkeit ist eine tetragonal stabilisierte Form (TZP – Tetragonal zirconia polycrystals) (Lazar et al. 2008; Piconi und Maccauro 1999; Green et al. 1988; Hoffmann 2009b). Folglich sind die mechanischen Eigenschaften des fertigen Werkstoffes durch die Menge an Stabilisator steuerbar (Tinschert et al. 1999). Mittels 2 bis 5 mol% von Yttriumoxid kann ein tetragonal-teilstabilisiertes Gefüge gebildet werden (Grant et al. 2001). Die präzise Konzentration ist von der Korngröße des Zirkoniumdioxids abhängig (Kelly und Denry 2008). Bezeichnet wird es als yttria stabilized tetragonal zirconia polycrystals (Luthardt et al. 2004) beziehungsweise im deutschen Sprachgebrauch als Yttriumoxid-stabilisiertes tetragonales polykristallines Zirkoniumdioxid (Y-TZP) (Rosentritt et al. 2006; Stawarczyk 2011). Von allen Dentalkeramiken galt diese als die widerstandsfähigste und verfügt über die in der Vergangenheit höchsten Werte bezüglich Biegefestigkeit (900 bis 1.200 MPa) und Risszähigkeit (6 bis 10 MPa  $\times \text{m}^{-1/2}$ ) (Mörmann et al. 2007; Pospiech 2002; Baltzer und Kaufmann-Jonian 2003; McLaren und Giordano II 2007; Piconi und Maccauro 1999; Holst et al. 2006; Körner und Müterthies 2009; Kanotscher 2006; Fischer 2009; Yilmaz et al. 2007). Inzwischen existiert ein Werkstoff namens ATZ (Alumina Toughened Zirconia), welcher durch den Aluminiumoxidzusatz im Zirkoniumdioxid zu den Dispersionskeramiken zu zählen ist mit Biegefestigkeitswerten von bis zu 2000 MPa (Tinschert und Natt 2007).

Die Korrosions- und Alterungsbeständigkeit kann durch den Zusatz von 0,2 – 1 % Aluminiumoxid verbessert werden (Kunzelmann et al. 2006). Die

Korngröße ist maßgeblich für die Phasenumwandlung und die damit verbundenen mechanischen Eigenschaften verantwortlich (Lazar et al. 2008; Denry und Kelly 2008; Green et al. 1988; Burger et al. 1997; Ruiz und Readey 1996; Lange 1986). Oberhalb einer kritischen Korngröße besitzt Y-TZP eine vermehrte Neigung zur spontanen Phasenumwandlung von der tetragonalen zur monoklinen Kristallform (Heuer et al. 1982). Im Submikrometerbereich sinkt dieses Bestreben und kommt unterhalb von ungefähr 0,2  $\mu\text{m}$  zum Erliegen (Denry und Kelly 2008; Heuer et al. 1982). Folglich ergeben sich reduzierte Risszähigkeitswerte (Denry und Kelly 2008; Cottom und Majo 1996). Über die Sinterbedingungen können Korngröße sowie daraus resultierende Eigenschaften gesteuert werden. Erhöhte Temperaturen sowie verlängerte Brenndauern bedingen größere Partikel (Subbarao 1981; Scott 1975; Chevalier et al. 2004; Janda 2009).

Ab einer Kristallitgröße von 0,6  $\mu\text{m}$  sinkt die Alterungsresistenz dramatisch (Chevalier 2006; Munoz-Saldana et al. 2003). Materialalterung beschreibt das Ablaufen der t/m-Phasentransformation einzelner Oberflächen-zirkoniumdioxidpartikel unter Anwesenheit von Wasser, respektive Wasserdampf (Chevalier 2006). Diesen Vorgang bezeichnet man auch als Spannungsrisskorrosion (Geis-Gerstorfer und Fäßler 1999; Morena et al. 1986). Die Stabilität des verarbeiteten Zirkoniumdioxid bedingt eine hervorragende Gewebeverträglichkeit. Entsprechende in vitro und in vivo Untersuchungen geben den Beweis (Silva et al. 2002; Covacci et al. 1999; Rinke 2003; Marti 2000). Weiterhin ist eine Allergisierung und Zytotoxizität auszuschließen (Dion et al. 1994; Torricelli et al. 2001; Lohmann et al. 2002; Marti 2000). Zusätzlich soll es in der Lage sein, bestimmte Gene bei dem Einheilprozess von Implantaten herunter zu regeln und damit die Osseointegration zu begünstigen (Carinci et al. 2004). Für den Erfolg einer dental-getragenen Versorgung sowie die Erhaltung der Nachbargewebe ist die Inhibition der Oberflächenbesiedlung mittels Bakterien von großer Bedeutung, da gezeigt wurde, dass Sekundärkaries häufig zum Versagen einer Restauration führt (Reich 2006). Die Adhäsion von Bakterien ist zwar von der Oberflächenrauigkeit abhängig, fällt aber bezüglich Keramiken generell sehr niedrig aus (Manicone et al. 2007; Mörmann et al. 2007). Die Ergebnisse übertreffen sogar die Werte von Titan

(Scarano et al. 2004; Rimondini et al. 2002; Nakamura et al. 2011).

Neben der außerordentlich hohen Biokompatibilität, spielt die Frage nach der Radioaktivität eine Rolle. Gereinigtes Zirkoniumdioxid enthält geringste Spuren der Lanthanoide Hafnium und Thorium sowie Uran<sub>238</sub> (Doddoli 1996). Diese Elemente sind radioaktiv. Die durch Uran<sub>238</sub> frei werdende Alphastrahlung ist bei den unterschiedlichen Keramiken mit 0,001 – 0,007 Bq/g sehr niedrig und liegt deutlich unterhalb der geforderten Norm (EN ISO 6872:2008 (D)) von maximal 1,0 Bq/g (Katz 2007; DIN Deutsches Institut für Normung e.V. 2009). Zudem ist die maximale Konzentration dieser Elemente durch die internationale Norm für Y-TZP (ISO 13.356) unterhalb 200 Bq/kg festgelegt (Marti 2000). Die heutzutage aufwendigen Reinigungsprozesse gewährleisten Entsprechendes (Marti 2000; Burger et al. 1997). Die ermittelbare effektive Dosis beläuft sich unterhalb der von der International Commission for Radiation Protection (ICRP) festgelegten Obergrenze von 1 mSv/a für die Öffentlichkeit (Covacci et al. 1997; Piconi und Maccauro 1999). Laut einer in vitro Studie ist gereinigtes Yttriumoxid-stabilisiertes Zirkoniumdioxid bedenkenlos zahnmedizinisch einsetzbar (Covacci et al. 1997).

Da in der heutigen Zeit der Wunsch nach Ästhetik sehr groß ist, liegen die Vorteile vollkeramischer Systeme auf der Hand. Ein optimales Ergebnis ist nur durch das Nachahmen des natürlichen Vorbildes möglich, wobei die Fortleitung und Brechung des Lichtes sehr wichtig sind (Lazar et al. 2008; Tinschert et al. 2000; Guazzato et al. 2004a; Guazzato et al. 2004b; Pröbster 1997). Die Fähigkeit der Transluzenz ist besonders durch den Anteil an Glasphase bestimmt (Janda 2006; Reich 2009). Da dieser bei Y-TZP-Keramiken sehr niedrig ist, bedarf es oft, die von Natur aus eher weißlich wirkenden Gerüste mit einer Glaskeramik zu verblenden (Schenk und Hajtő 2007; Janda 2009). Grundsätzlich ist jedoch festzuhalten, dass dieser Werkstoff lichtdurchlässig ist (Edakawa 2009; McLaren und Giordano II 2007). Die Lichttransmission wird bei dünneren Gerüststärken besser gewährleistet, wobei ein Minimum zur Gewährleistung der Stabilität einzuhalten ist (Reich 2006). McLaren und Giordano II (2007) geben hierfür einen Wert von 0,3 bis 0,6 mm je nach Material an. Zudem sind zahlreiche Systeme auf dem Markt, mit denen man Zirkoniumdioxid einfärben kann. Durch diese Eigenschaften dient es als

Gerüstwerkstoff, beispielsweise zur Farbkorrektur diskolorierter Zahnstümpfe oder metallischer Stiftkernaufbauten (Edakawa 2009; Rosentritt et al. 2006; Kelly et al. 1996; Marziali et al. 2006).

### 3.5 Verarbeitung von Zirkoniumdioxid

Die Verarbeitung ist abhängig von der Herstellungsart mittels unterschiedlicher Wege realisierbar. Einerseits ist es möglich, den Y-TZP-Block heiß-isostatisch zu pressen (hip: hot-isostatic pressed), zusammengesetzt aus mehrtägigen Sintervorgängen und einer finalen Nachvergütung bei 1.000 bar und 50 K unterhalb der Sintertemperatur (Kunzelmann et al. 2006; Kohorst et al. 2008; Kim et al. 1990). Die Firma Metoxit führte 1986 dieses Verfahren ein (Rieger 2001). Gehipte Zirkoniumdioxidkeramik besitzt durch eine außerordentlich hohe Dichte von ungefähr 99 % des relativen Wertes von Zirkonium ( $6,08 \text{ g/cm}^3$ ) eine beachtliche Festigkeit und stellt ein sehr homogenes Gefüge dar (Kunzelmann et al. 2006; Liang et al. 2008; Denry und Kelly 2008; Mörmann et al. 2007). Der Grund hierfür ist die Reduktion des Porenvolumens auf ein Minimum (Janda 2009). Andererseits kann die Zirkoniumdioxidkeramik im vorgesinterten Zustand verarbeitet werden. Diese so genannten Weißkörper, respektive Weißlinge sind nur zu 55 bis 70 % verdichtet und müssen daraus resultierend circa 20 bis 25 % größer konstruiert werden. Damit wird der Volumenschwund beim abschließenden Brennvorgang kompensiert (Kunzelmann et al. 2006; Denry und Kelly 2008; Mörmann et al. 2007; Rosentritt et al. 2006).

Eine weitere Möglichkeit besteht darin, die Formgebung durch die Bearbeitung eines Grünkörpers zu bewerkstelligen. In diesem Zustand ist die Keramik sehr porös, besitzt in diesem Fall durch den Zusatz eines organischen Bindemittels, wie Polyvinylalkohol oder Polyacrylsäure, eine gewisse Eigenstabilität. Diese Art der Herstellung nennt sich kalt-isostatisches Pressen (Tinschert et al. 2001). Anschließend bedarf auch diese Form einer Temperaturbehandlung, bei welcher sich der Binder verflüchtigt (Denry und Kelly 2008). Diese Vorsinterung lässt durch Verdichten einen Weißling entstehen, welcher letztendlich noch dichtgesintert werden muss (Schweiger 2004).

Prinzipiell existieren diverse Bearbeitungsprozesse mit einer Vielzahl an Herstellungsverfahren, aber nicht jede Keramik kann mit diesem Spektrum verarbeitet werden (Janda 2009). Neben Gießen und Pressen, zugehörig zu den Schmelzprozessen, die freie Modellation und Pressen, der Gruppe der Sinterprozesse zugeteilt, spielt die mechanische Formgebung die entscheidende Rolle in der Y-TZP-Verarbeitung. Letztere ist kategorisierbar in das Kopierschleifen (beispielsweise Celay, Steger) und die CAD/CAM-Technik, wie Cerec<sup>®</sup>, Everest, Lava<sup>™</sup>, Procera, Cercon<sup>®</sup>, DCS<sup>®</sup> Digident etc. Das feinmechanische Kopierschleifverfahren arbeitet durch präzises Abtasten eines zuvor hergestellten Modells der geplanten Restauration. Der Fortschritt zielt auf die digital arbeitenden Schleif-Fräseinheiten hin (CAD: Computer Aided Design, CAM: Computer Aided Machining) (Kunzelmann et al. 2006; Mörmann et al. 2007; Rosentritt 2011). Dabei stehen die Verwendung poröser Rohlinge (Cercon<sup>®</sup> (Dentsply International), Lava<sup>™</sup> (3M<sup>™</sup> ESPE<sup>™</sup>), Procera<sup>®</sup> zirconia (Nobel Biocare<sup>™</sup>), YZ cubes für Cerec InLab<sup>®</sup> (Vident<sup>™</sup>), IPS e.max<sup>®</sup> ZirCAD (Ivoclar Vivadent), etc.) oder dichtgesinterter, respektive gehipter Körper (Denzir<sup>®</sup> (Cadesthetics AB), DC-Zirkon<sup>®</sup> (DCS Dental AG), etc.) gegenüber. Erstere haben den Vorteil, unter geringerem Schleifwerkzeugverschleiß schneller verarbeitet werden zu können (Manicone et al. 2007; Witowski 2005; Sorensen 2003; Rosentritt et al. 2006). Nachteilig ist, dass durch das darauffolgende Sintern Passungsstörungen auftreten können (Janda 2009; Rosentritt et al. 2006). Weiterhin unterscheidet man trockene Formfräsung und nasses Formschleifen (Mörmann et al. 2007). Zur Sicherstellung einer entsprechenden Materialqualität sowie Schonung verwendeter Schleifinstrumente sollte auf eine trockene Nachbearbeitung verzichtet werden und nur unter suffizienter Kühlung und geringem Anpressdruck gearbeitet werden (Coldea et al. 2009; Rosentritt et al. 2006; Hoffmann 2009a; Hoffmann 2009b). Hierfür stehen verschiedene Kühlmedien wie Öle, beispielsweise Eukalyptusöl, oder Wasser zur Verfügung (Hoffmann 2009a).

Eine Innovation stellt das Everest HPC Zirkon System (KaVo Dental GmbH, Biberach/Riß, Deutschland) dar, bei welchem eine Zirkoniumsilikatkeramik ( $\text{ZrSiO}_4$ ) als Grünkörper bearbeitet und anschließend durch einen schrumpfungsfreien Reaktionssinterprozess vollendet wird. Damit ist zu jedem

Zeitpunkt die Stumpfpassung kontrollierbar (Kunzelmann et al. 2006).

CAD/CAM-Systeme arbeiten alle auf ähnliche Art und Weise, bestehend aus drei Komponenten. Ein Scanner dient, entweder durch mechanisches Abtasten, optische Erfassung (Lichtstreifenprojektion, Triangulationskamera) oder auf Basis von Laserstrahlung, zur Digitalisierung der Stumpfinformationen (Strietzel 2001; Rosentritt et al. 2006). Eine Computereinheit inklusive Software (CAD) generiert ein der Realität entsprechendes Stumpfmodell und ermöglicht die Planung der Versorgung. Diese Daten werden folgend durch eine Schleifeinheit (CAM) in Keramik überführt (Strietzel 2001; Kunzelmann et al. 2006). Die Idee solch einer Methodik deklarierte erstmals der französische Zahnarzt François Duret 1971 (Pospiech 2002). Die computergestützte Herstellung von Zahnersatz kann entweder im Labor oder direkt am Patienten chair-side geschehen. Erstvertreter jener Vorgehensweise war das Cerec<sup>®</sup>-System der Firma Sirona, Bensheim, Deutschland. Damit war es möglich, innerhalb kürzester Zeit Inlays und ähnliche Versorgungen herzustellen.

Ab 1990 ermöglichte das DCS<sup>®</sup>-System (DCS AG, Allschwil, Schweiz) die CAD/CAM-Verarbeitung Yttriumoxid-stabilisierten Zirkoniumdioxids. Es folgte eine Vielzahl weiterer Systeme. Die traditionellen Fertigungsverfahren werden zunehmend von CAD/CAM-Technologien abgelöst (Rutten und Rutten 2006). Die maschinelle Bearbeitung hat neben der Formgebung zwei weitere Effekte. Auf der einen Seite induziert man dadurch eine t/m-Phasentransformation und nutzt die Transformationsfestigkeit, auf der anderen Seite setzt man Oberflächendefekte, welche zum Ausgangspunkt destruierender Frakturen führen können. Entscheidendes Kriterium ist die Schneidenschärfe und Funktionstüchtigkeit des Schleifwerkzeuges (Luthardt et al. 2004). Die Passgenauigkeit bei Weißkörperbearbeitung stellt sich als sehr gut heraus (Baltzer und Kaufmann-Jonian 2003; Schweiger et al. 2006). Außerdem bewerten Autoren einer anderen in vivo Studie die klinische Qualität als gut (Mörmann et al. 2007; Moldovan et al. 2006).



### 3.6 Anwendung von Zirkoniumdioxid

Keramiken sind nahezu überall anzutreffen (Roulet und Janda 2004). Zirkoniumdioxid findet außerhalb medizinischer Indikationsbereiche Verwendung bei Schneidewerkzeugen, wie Küchenmesser und Spezialmaschinen zum Trennen von Kevlar (Piconi und Maccauro 1999), zur Steigerung der Festigkeit in Gläsern (Katz 2007; Kappert 2005), als Gehäusewerkstoff bei Armbanduhren, als Bauteil an Fahrzeugen (Roulet und Janda 2004) sowie durch ihre Sauerstoffionenleiterfunktion als Sauerstoffsensor in Verbrennungsmotoren (Weppner 1983).

Die Anwendung im medizinischen Sektor wurde erstmals 1969 beziehungsweise Anfang der 1970iger Jahre vorgenommen, indem anstelle Titan- oder Aluminiumoxid- nun Zirkoniumdioxidprothesen im Bereich des Hüftgelenks inseriert wurden (Manicone et al. 2007; Helmer und Driskell 1969; Heimke et al. 2002). Chevalier et al. (2004) geben an, dass seit 1985 über 500.000 Patienten mit entsprechenden Endoprothesen versorgt wurden (De Kler et al. 2007; Chevalier et al. 2004). Diese Anwendung legitimiert sich in den hervorragenden Eigenschaften, wie Festigkeit und Oberflächengüte (Tholey et al. 2009; Rahaman et al. 2007; Covacci et al. 1999; Marti 2000). Im Jahr 2001 führten eine Vielzahl von Defekten zur rapiden Reduktion deren Einsatzes (Denry und Kelly 2008; Chevalier 2006). Die Ursache lag in kristallografischen Degradationen, ausgelöst durch Materialalterung und begünstigt durch Dampfsterilisation (Chevalier 2006; Heimke et al. 2002; <http://www.ceramic-artificial-hip-implant-recall.com>, zugänglich 13 Juni 2005; Burlington 1997). Weitere Nutzung findet sich in der alloplastischen Kniegelenks- und Schulterrekonstruktion (Heimke et al. 2002; Marti 2000).

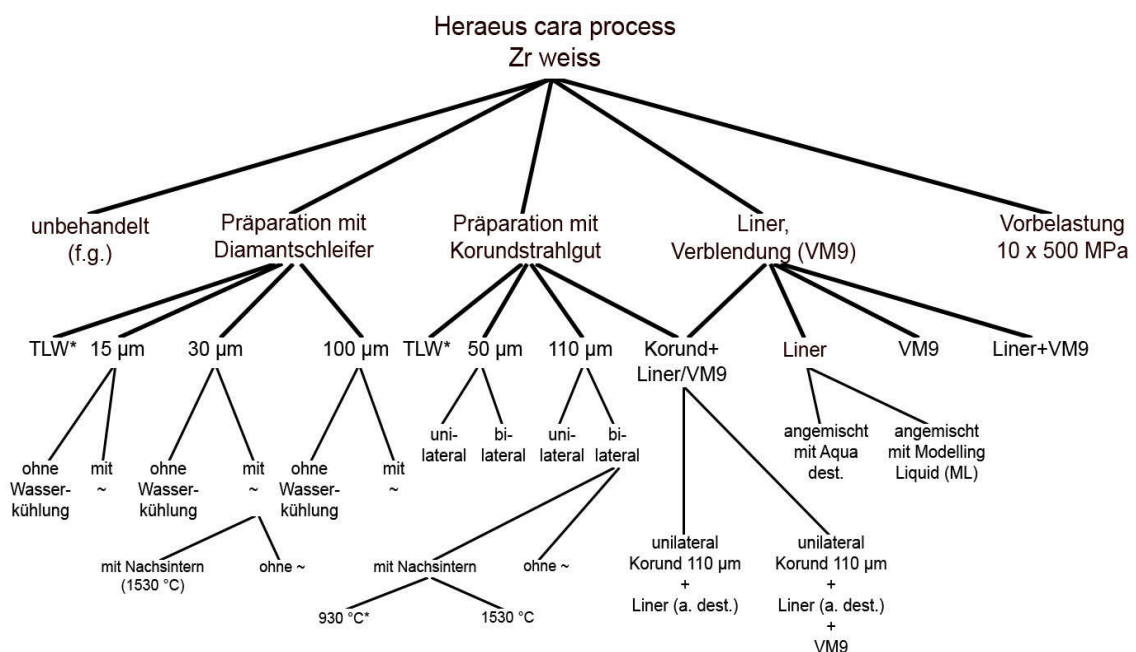
Im zahnmedizinischen Sektor ist das Anwendungsspektrum sehr breit und zunehmend extensiv (Marx 1993; Marx et al. 2001). Primärteleskope (Hoffmann 2009b), festsitzender Zahnersatz, wie Einzelkronen und Brücken (Denry und Kelly 2008; Manicone et al. 2007; Luthardt et al. 2004; Taskonak et al. 2008; De Kler et al. 2007), Wurzelstifte (De Kler et al. 2007) und Implantate (Manicone et al. 2007; Arzt MOM et al. 2009) sowie orthodontische, respektive kieferorthopädische Brackets (De Kler et al. 2007) werden aus Zirkoniumdioxid

hergestellt. Durch die in Bezug auf den traditionell verwendeten Werkstoff Metall besseren optischen Eigenschaften wie Farbe, Lichttransmission sowie Biokompatibilität (Lazar et al. 2008) ersetzen Y-TZP-Keramiken diesen Prozedient (Kosmač et al. 2008; Kelly 1997; Meyenberg et al. 1995; Wohlwend et al. 1997).

## 4. Zielstellung

Trotz des seit einigen Jahren existierenden Einsatzes von Zirkoniumdioxid-keramiken in der Zahnmedizin bestehen immer noch gewisse Unklarheiten bezüglich der korrekten Verarbeitungsweise dieses Werkstoffes. Einige Behandlungen werden somit von Fachexperten kritisch diskutiert.

Ziel der vorliegenden Untersuchungen war es, den Einfluss verschiedener Oberflächenbearbeitungen als auch Verblendungen auf die mechanischen Eigenschaften der Y-TZP-Keramik zu überprüfen und damit hilfreiche versus kontraproduktive Maßnahmen benennen zu können. Darüber hinaus kam ein experimenteller Liner, welcher vor dem Sintervorgang superfiziell aufgetragen wurde, zum Einsatz. Die Abb. 4-1 stellt das Prüfschema dar. Der Übersicht halber wurde hierbei nur auf einen Keramikhersteller eingegangen.



**Abb. 4-1: Prüfschema exemplarisch für einen Keramikhersteller; mit Sternchen (\*) versehene Modifikationen wurden exemplarisch für einzelne Keramikhersteller angewandt**

Die Prüfungen wurden so organisiert, dass zum einen ein unbehandelter (Referenzkörper) und präparierter Prüfkörper herstellerintern verglichen wurden (Hersteller a unbearbeitet (Modifikation 1) vs. Hersteller a bearbeitet (Modifikation x)). Weiterhin wurden unterschiedlich bearbeitete Prüfkörper

herstellerintern gegenüber gestellt (Hersteller a (Modifikation x) vs. Hersteller a (Modifikation y)). Außerdem wurde der Einfluss identischer Oberflächenveränderungen zwischen den Herstellern untereinander (Hersteller a (Modifikation x) vs. Hersteller b (Modifikation x)) untersucht. Zur Einschätzung der keramikspezifischen Reaktionsbereitschaft wurden die statistischen Ergebnisse, welchen den Effekt einer Modifikation in Bezug zum unpräparierten Referenzwert desselben Herstellers (herstellerintern) widerspiegeln, mit den jeweiligen der anderen Hersteller verglichen. In den oben angeführten Aussagen dienen die Kürzel "a", "b", "x" und "y" zur allgemeinen Deskription definierter Hersteller, respektive Bearbeitungen.

Mittels thermozyklischen Alterungsverfahrens (TLW) wurde eine künstliche Materialalterung simuliert. Weiterhin sollten lichtmikroskopische und rasterelektronenmikroskopische Analysemethoden zur Darstellung der Auswirkungen diverser Oberflächenmodifikationen helfen.

Im Fokus standen Zirkoniumdioxidkeramiken unterschiedlicher Hersteller, die auf ihre Drei-Punkt-Biegefestigkeit und Elastizitätsmodul getestet werden sollten. Außerdem wurden die Mikrohärtigkeit nach Vickers und die Oberflächenrauigkeit in die Diskussion einbezogen.

Folgende Fragestellungen sollten im Studienverlauf beantwortet werden:

- Unterscheiden sich die Keramiken der vier Hersteller in ihren Ausgangswerten voneinander und in welchem Ausmaß?
- Unterscheiden sich die Keramiken der vier Hersteller bei definierten Modifikationen voneinander und in welchem Ausmaß?
- Unterscheiden sich die Biegefestigkeitswerte von modifizierten und unbehandelten Prüfkörpern innerhalb eines Herstellers voneinander und in welchem Ausmaß?
- Unterscheiden sich die Biegefestigkeitswerte von unterschiedlich modifizierten Prüfkörpern innerhalb eines Herstellers voneinander und in welchem Ausmaß?
- Welchen Einfluss hat ein Temperaturlastwechsel auf die Biegefestigkeitswerte?

- Welchen Einfluss nimmt ein Regenerationsbrand auf die Biegefestigkeitswerte?
- Unterscheiden sich die Biegefestigkeitswerte innerhalb eines Herstellers bei differierenden Temperatur-Zeit-Führungen im Zuge des Regenerationsbrandes?
- Ist der modifikationsbedingte Einfluss bei allen vier Keramiken der unterschiedlichen Hersteller gleich oder unterschiedlich stark ausgeprägt?

Als Arbeitshypothese wurde angenommen,

- dass sich die Biegefestigkeitswerte der unbehandelten Keramiken unterschiedlicher Hersteller in geringem Maße unterscheiden,
- dass die Biegefestigkeitswerte der modifizierten Keramiken unterschiedlicher Hersteller in gewissem Maße voneinander abweichen,
- dass sich modifikationsspezifische Abweichungen der Biegefestigkeiten vom Referenzwert innerhalb der Keramiken eines Herstellers ergeben,
- dass zum Teil deutliche Veränderungen der Biegefestigkeitswerte unterschiedlicher Modifikationen zueinander innerhalb der Keramik eines Herstellers bestehen,
- dass die künstliche Alterung bei thermozyklischen Wechselbelastungen (TLW) veränderte Biegefestigkeitswerte bedingt,
- dass die Anwendung eines Regenerationsbrandes verminderte Biegefestigkeitswerte mit sich bringt,
- dass aus unterschiedlichen Regenerationsbrandführungen abweichende Biegefestigkeitswerte resultieren,
- dass die modifikationsinduzierten Variabilitäten der Biegefestigkeitswerte unter den Keramiken verschiedener Hersteller unterschiedlich stark ausgeprägt sind.

Neben der Klärung vorab gestellter Fragen, bestand weiterhin Interesse unter Studium von Forschungsergebnissen und Expertenmeinungen eine Bewertung der teilweise uneinig diskutierten Anwendungsempfehlungen für Yttriumoxid-stabilisierte tetragonale polykristalline Zirkoniumdioxidkeramiken geben zu können.

## 5. Material und Methoden

### 5.1 Herstellung der Probekörper

Gegenstand der Versuchsreihen war es, unterschiedliche Oberflächenbearbeitungen an Hochleistungskeramiken (Y-TZP), welche praxisbezogen als Gerüstwerkstoff fungieren, einzuschätzen. Dabei wurde auf verschiedene Hersteller dieser Yttriumoxid-stabilisierten tetragonalen polykristallinen Zirkoniumdioxidkeramiken zurückgegriffen.

VITA (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Deutschland) In-Ceram<sup>®</sup> YZ:

- 91 % Zirkoniumdioxid ( $\text{ZrO}_2$ ),
- 5 % Yttriumoxid ( $\text{Y}_2\text{O}_3$ ),
- 3 % Hafniumoxid ( $\text{HfO}_2$ ),
- < 1 % Aluminiumoxid ( $\text{Al}_2\text{O}_3$ ) und Siliziumdioxid ( $\text{SiO}_2$ ).

Goldquadrat (Goldquadrat GmbH, Hannover, Deutschland) Quattrodisc

- Zirkon opak:
- $\text{ZrO}_2/\text{HfO}_2/\text{Y}_2\text{O}_3$  > 99 Masse%,
  - $\text{Y}_2\text{O}_3$  4,5 – 5,5 Masse%,
  - $\text{HfO}_2$  < 5,0 Masse%,
  - $\text{Al}_2\text{O}_3$  0,2 – 0,3 Masse%,
  - andere Oxide weniger als 0,5 Masse%.

R+K (R+K CAD/CAM Technologie GmbH & Co. KG, Berlin, Deutschland)

Organic Zirkon transluzent:

- $\text{ZrO}_2 + \text{HfO}_2$  94,8 %,
- $\text{Y}_2\text{O}_3$  5,1 %,
- $\text{Al}_2\text{O}_3$  0,005 %,
- $\text{SiO}_2$  0,005 %,
- $\text{Fe}_2\text{O}_3$  0,002 %,
- $\text{Na}_2\text{O}$  0,005 %.

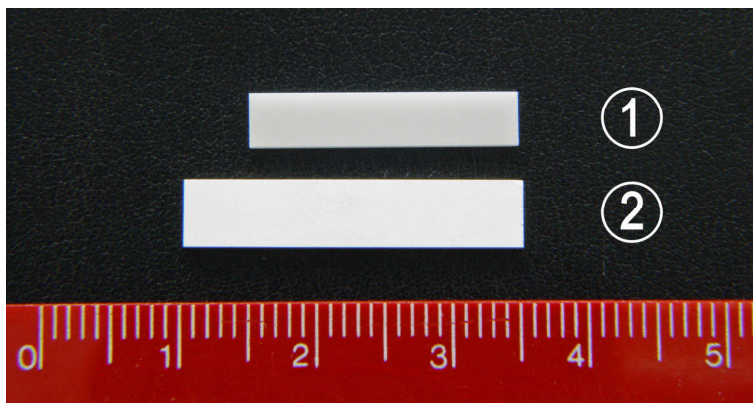
Heraeus (Heraeus Kulzer GmbH, Hanau, Deutschland) cara process Zr weiss:

- $\text{ZrO}_2 + \text{HfO}_2 + \text{Y}_2\text{O}_3 \geq 99,0 \%$ ,
- $\text{Y}_2\text{O}_3$  4,5 – 6,0 %,
- $\text{HfO}_2$  maximal 5 %,
- $\text{Al}_2\text{O}_3 \leq 0,5 \%$ ,
- andere Oxide  $\leq 0,5 \%$ .

Ein Teil der Probekörper wurde vor dem Sinterprozess mit einem experimentellen Liner oberflächlich beschickt. Selbiger wurde zum einen mit Aqua destillata, andererseits mit einem Modelling Liquid (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Deutschland) angemischt. Der Liner setzte sich aus einer Pulverkomponente, bestehend aus 75 Masse% Feldspat und 25 Masse% Quarz, und der Flüssigkeitskomponente im Verhältnis 1:10 zusammen.

#### 5.1.1 Zirkoniumdioxid-Weißkörper

Die Herstellung der für die Testreihen nötigen Probekörper erfolgte aus den vom Hersteller gelieferten Rohling-Discs. VITA In-Ceram<sup>®</sup> YZ, Heraeus Cara sowie Goldquadrat Quattrodisc Zirkon opak und Goldquadrat R+K Organic System lieferten die Rohmaterialien. Da in diesem teilgesinterten Zustand eine gewisse Restporosität besteht und durch den Dichtsinterungsprozess bei ungefähr 1.530 °C eine Volumenreduktion von circa 20 bis 25 % bedingt wird, musste dies bei der präzisen Formgebung, bestehend aus Segmentierung mit Hilfe des Exakt-Trennschleifsystems (Exakt Apparatebau GmbH & Co. KG, Norderstedt, Deutschland) und Korrekturschleifen, Beachtung finden. Das Beschleifen erfolgte mit Siliziumkarbidpapier SIC 1200 (Struers GmbH, Willich, Deutschland), die hierbei wirksame mittlere Korngröße betrug 15 µm nach FEPA-Standard. Die dicht gesinterten Prüfkörper besaßen die Maße 20 mm Länge, 5 mm Breite und einen Millimeter Höhe wobei herstellungsbedingt gewisse Toleranzen bestanden ( $\pm 100 \mu\text{m}$ ). Die Exploration der Abmaße erfolgte mittels eines digitalen Taschenmessschiebers (Helios-PREISSER, Gammertingen, Deutschland) auf 1/100 Genauigkeit.



**Abb. 5-1: VITA In-Ceram® YZ Prüfkörper Weißkörper (2) und VITA In-Ceram® YZ im dicht gesinterten Zustand (1)**

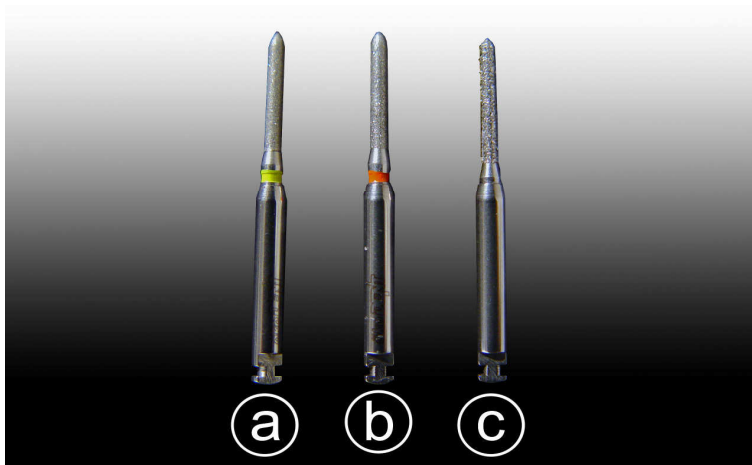
### 5.1.2 Sinterung der Probekörper

Ein weiterer Schritt in der Herstellung war die Durchführung der Sinterung der vergrößert konstruierten Keramikttestobjekte. Dieser Vorgang wurde über eine programmierte Temperatur-Zeit-Führung eines Hochtemperatur-Elevatorofens (Thermo-star® GmbH, Aachen, Deutschland) realisiert, da produktspezifische Brandbedingungen (Sintertemperatur, Sinterzeit) zur Qualitätssicherung essentiell sind (Denry und Kelly 2009). Im vorliegenden Fall bedeutete dies, 1.530 °C und eine Abkühlphase über eine Dauer von acht Stunden bis unterhalb 200 °C, um Restspannungen im Kristallgitter zu reduzieren (Denry und Kelly 2009).

### 5.2 Präparation der Prüfkörper

Um einen praxisnahen Bezug bei der Oberflächenkonditionierung herstellen zu können, wurden einerseits Diamantschleifer unterschiedlicher Körnungen (extrafein (15 – 20 µm) ISO 879 012 SF RA, fein (30 – 40 µm) ISO 879 012 F RA, mittel (100 – 120 µm) ISO 879 012 M RA) (ökoDENT® Gruppe, Tautenhain, Deutschland) verwendet. Die Präparation erfolgte trocken als auch mit Wasserspray-Kühlung.





**Abb. 5-2: Diamantschleifer extrafein (a), fein (b) und mittel (c)**

Hierfür wurde ein Winkelstück KaVo DURAtec 2068 (KaVo Dental GmbH, Biberach/Riß, Deutschland) mit einer 1:1-Übersetzung verwendet. Andererseits wurde die Oberfläche Korund gestrahlt. Hierfür wurde Bego Korox<sup>®</sup> (Bego Bremer Goldschlägerei Wilh. Herbst GmbH & Co. KG, Bremen, Deutschland) der Korngrößen 50 µm sowie 110 µm verwendet. Mittels Feinstrahlgerät Renfert Basic Classic (Renfert GmbH, Hilzingen, Deutschland) und dem Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>-Strahlgut wurde die Y-TZP-Oberfläche mit einem Strahldruck von 2,5 bar bei einem Objektabstand von 1,5 cm bearbeitet.

### 5.3 Verblendung der Probekörper

Einige Prüfkörper wurden mit einer Verblendkeramik VM<sup>®</sup> 9 (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Deutschland) versehen. Diese wurde mit dem dazu gehörigen VM Modelling Liquid (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Deutschland) angemischt und anschließend mit Hilfe eines Schichtpinsels der Firma Tanaka (Asami Tanaka Dental, Enterprises Europe GmbH, Friedrichsdorf, Deutschland) dünnsschichtig aufgebracht.

Im nächsten Schritt wurden die verblendeten Keramikkörper in dem Sinterofen Multimat Mach 2 (Dentsply DeTrey GmbH, Konstanz, Deutschland) bei entsprechender Temperatur-Zeit-Führung (Programm 40) gesintert. Der ablaufende Vorgang erfolgt eine Minute bei 930 °C unter Vakuum, angelehnt an die der Firma VITA empfohlene Brandführung.



Abb. 5-3: Multimat Mach 2

#### 5.4 Einteilung der Versuchsgruppen

Die Einteilung der Prüfkörper erfolgte in vier Serien entsprechend der unterschiedlichen Hersteller der Zirkoniumdioxid-Gerüstkeramiken. Jede dieser Serien bestand bis auf einzelne Ausnahmen (unter anderem Referenzmessungen) aus einer Versuchsreihe à zehn Prüfungsdurchläufe ausgehend von den unterschiedlichen Oberflächenbearbeitungen. Als Referenzwerte dienten die unbearbeiteten Proben, welcher für jede dicht gesinterte Charge ermittelt wurde. Weiterhin gehörten die Präparation mit drei unterschiedlich gekörnten Diamantschleifern, wie oben exemplifiziert, bei 40.000 U/min mit, respektive ohne Wasserspray, das Abstrahlen mit Korund zweier unterschiedlicher Korngrößen (siehe oben) bei 2,5 bar dazu. Das  $\text{Al}_2\text{O}_3$ -Pulver wurde hierbei unilateral sowie bilateral angewendet. Des Weiteren wurde die Auswirkung eines Sinterprozesses bei 1.530 °C nach dem Präparieren mit einem feinen Diamantschleifer beziehungsweise beidseitigen Abstrahlens mit

Korund der Körnung 110 µm untersucht. Außerdem war der Einfluss eines Linermaterials, einerseits mit destilliertem Wasser, andererseits mit VM Modelling Liquid (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Deutschland) angemischt, wie auch der einseitigen Verblendung mit VITA VM® 9 (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Deutschland) Gegenstand der Untersuchung. Diese unterschiedlichen Methoden wurden separat als auch kombiniert angewandt sowie zusätzlich auf Korund gestrahlten Testobjekten eingesetzt. Dabei waren nicht die Verbundfestigkeiten, sondern eventuelle Gefügeveränderungen innerhalb der Prüfkörper von Interesse. Zusätzlich wurden bei einzelnen Keramiken spezielle Einflussfaktoren getestet, wie eine zehnfache zyklische Vorbelastung mit 500 MPa und anschließendem finalen Bruch, die thermozyklische Alterung und ein möglicher Ausheilungseffekt von Oberflächendefekten durch das Sintern bei 930 °C (analog den Bedingungen während der Keramikverblendung). Eine Übersicht der Klassifikation ist in Abbildung 4-1 sowie in Tabelle 5-1 dargestellt.

Tab. 5-1: Auflistung der Versuchsserien und -reihen.

Serie	Versuchsreihe
<u>Goldquadrat Quattrodisc Zirkon opak</u>	f.g., TLW
	f.g., Liner (a. dest.), TLW
	f.g., Dia30µm, H <sub>2</sub> O, TLW
	f.g., u. Korund110µm, TLW
	f.g., b. Korund110µm, TLW
	f.g.
	f.g., Liner (a. dest.)
	f.g., Dia30µm, H <sub>2</sub> O
	f.g., u. Korund110µm
	f.g., b. Korund110µm
	f.g., u. Korund50µm
	f.g., b. Korund50µm
	f.g., Dia30µm

	f.g., Vorbelastung 10x500MPa
	f.g.
	f.g., Dia30µm, H <sub>2</sub> O, NS
	f.g., b. Korund110µm, NS
	f.g., Dia15µm, H <sub>2</sub> O
	f.g., Dia15µm
	f.g., Dia100µm, H <sub>2</sub> O
	f.g., Dia100µm
<u>VITA In-Ceram® YZ</u>	f.g.
	f.g., Dia15µm, H <sub>2</sub> O
	f.g., Dia30µm, H <sub>2</sub> O
	f.g., u. Korund110µm
	f.g.
	f.g., Liner (a. dest.)
	f.g., VM® 9
	f.g., Liner (a. dest.), VM® 9
	f.g., Vorbelastung 10x500MPa
	f.g., u. Korund110µm, Liner (a. dest.)
	f.g., Dia30µm, H <sub>2</sub> O, NS
	f.g., b. Korund110µm, NS
	f.g.
	f.g., Dia15µm
	f.g., Dia100µm, H <sub>2</sub> O
	f.g., u. Korund50µm
	f.g., b. Korund50µm
	f.g.
	f.g., Dia30µm
	f.g., Dia100µm
	f.g., b. Korund110µm
	f.g., u. Korund110µm, Liner (a. dest.), VM® 9
	f.g., Liner (ML)

<u>Heraeus cara process Zr weiss</u>	f.g.
	f.g., u. Korund110µm
	f.g., Vorbelastung 10x500MPa
	f.g.
	f.g., b. Korund110µm
	f.g., Dia15µm
	f.g., Dia15µm, H <sub>2</sub> O
	f.g., Dia30µm
	f.g., Dia30µm, H <sub>2</sub> O
	f.g., Liner (a. dest.)
	f.g.
	f.g., Liner (a. dest.), VM® 9
	f.g., b. Korund110µm, NS
	f.g., Dia30µm, H <sub>2</sub> O, NS
	f.g.
	f.g., u. Korund50µm
	f.g., b. Korund50µm
	f.g., Dia100µm
	f.g., Dia100µm, H <sub>2</sub> O
	f.g.
	f.g., VM® 9
	f.g., Liner (ML)
	f.g., u. Korund110µm, Liner (a. dest.)
	f.g., u. Korund110µm, Liner (a. dest.), VM® 9
<u>R+K Organic Zirkon transluzent</u>	f.g.
	f.g., Dia15µm
	f.g., Dia15µm, H <sub>2</sub> O
	f.g., Dia30µm
	f.g., Dia30µm, H <sub>2</sub> O
	f.g., Liner (a. dest.)
	f.g.
	f.g., u. Korund50µm

f.g., b. Korund50µm  
 f.g., u. Korund110µm, Liner (a. dest.)  
 f.g., Dia30µm, H<sub>2</sub>O, NS  
 f.g., b. Korund110µm, NS  
 f.g., Liner (ML)  
 f.g., Liner (a. dest.), VM<sup>®</sup> 9  
 f.g.  
 f.g., Dia100µm  
 f.g., Dia100µm, H<sub>2</sub>O  
 f.g., VM<sup>®</sup> 9  
 f.g., Vorbelastung 10x500MPa  
 f.g., u. Korund110µm  
 f.g., b. Korund110µm  
 f.g., u. Korund110µm, Liner (a. dest.),  
 VM<sup>®</sup> 9  
 f.g.  
 f.g., b. Korund110µm, NS\*

<b>Tab. 5-1:</b>	<b>Einteilung der Versuchsgruppen, sich wiederholende Versuchsreihen "f.g." stellen Referenzmessungen dar</b>
<b>a. dest.</b>	<b>= mit Aqua destillata angemischter Liner</b>
<b>b.</b>	<b>= bilateral</b>
<b>Dia</b>	<b>= Diamantschleifer mit 40.000 U/min angewendet, die nachfolgende Nummer symbolisiert die Korngröße</b>
<b>f.g.</b>	<b>= dicht gesintert</b>
<b>H<sub>2</sub>O</b>	<b>= Wasserspray-Kühlung</b>
<b>ML</b>	<b>= mit Modelling Liquid angemischter Liner</b>
<b>NS</b>	<b>= Nachsinterung bei 1.530 °C</b>
<b>NS*</b>	<b>= Nachsinterung bei 930 °C</b>
<b>TLW</b>	<b>= Temperaturlastwechsel</b>
<b>u.</b>	<b>= unilateral</b>

### 5.5 Herstellung der Versuchsgruppen

Die Prüfkörper wurden wie folgt vorbereitet: Für den Großteil der Prüfkörper wurde zuerst der Dichtsintervorgang vorgenommen (1530 °C, 8 h). Ausnahme dabei stellten die Reihen zur Analyse der Linerauswirkung dar, welche vor diesem Brennschritt mit dem Material beschickt und anschließend selbigem unterzogen wurden. Danach erfuhren alle anderen Proben bis auf die jeweilige Kontrollgruppe (f.g.) eine Bearbeitung.

Die Präparation mit unterschiedlich gekörnten Diamanten wurde mit Hilfe eines KaVo Winkelstückes mit und ohne Wasserspray-Kühlung (50 ml/min) sowie geringem Auflagedruck vorgenommen. Anschließend wurde eine Reihe jeder Serie einer weiteren Sinterung bei 1.530 °C unterzogen.

Weiterhin wurden einige Testreihen der Serien mit Korund in einem Abstand von 1,5 cm ein- beziehungsweise beidseitig bestrahlt. Einen Teil der zweiseitig bearbeiteten Proben wurde einem weiteren Sintervorgang bei 1.530 °C ausgesetzt. Für die Serie mit R+K Organic Zirkon transluzent wurden diese mit dem Nachsintern bei 930 °C (entsprechend des Sinterprogramms für das genannte Verblendungsmaterial) verglichen. Die Haltedauer der Brenntemperatur betrug 1 Minute. Für drei Serien wurden einseitig gestrahlte Proben mit dem Liner und anschließender Sinterung bei 1.530 °C respektive mit dem Liner inklusive Brand (1.530 °C) sowie einer Verblendung mit VITA VM® 9 (930 °C) versehen.

Die möglichst dünnsschichtige Verblendung auf einer sonst unbehandelten Keramikoberfläche einerseits, andererseits eines mit Liner überzogenen Prüfkörpers stellten zusätzliche Testreihen dar.

Mittels der Universalprüfmaschine wurde eine Reihe jeder Serie einer multiplen Vorbelastung (zehnmalig) mit 500 MPa an jeweils der gleichen Stelle unterzogen und anschließend ein belastungsinduzierter katastrophaler Bruch herbei geführt. Dadurch sollte die Reaktion auf multiple Belastungen in Augenschein genommen werden, wobei eine Tendenz der Materialveränderungen eruierbar war. Für eine praxisrealistische Kausimulation existieren umfangreichere Versuchsanordnungen, womit die Qualität eines Restaurationsmaterials besser eingeschätzt werden kann. Solche kamen nicht zur Anwendung.

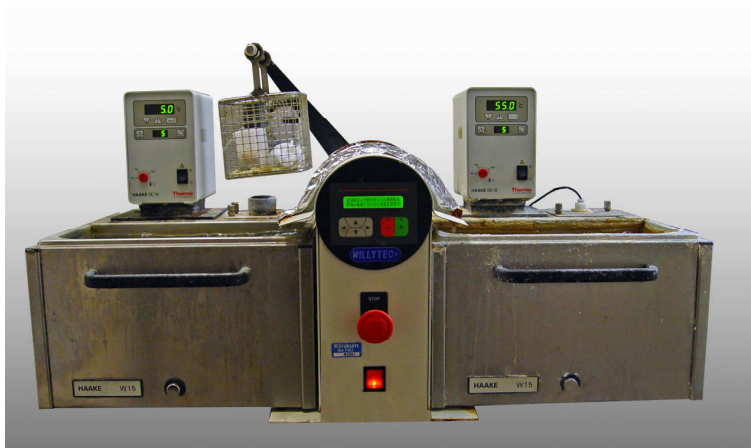
Zusätzlich unterzieht man die Proben einer thermozyklischen Wechselbelastung von 5 °C und 55 °C.

### 5.6 Temperaturlastwechsel (TLW)

Durch den Einsatz eines thermozyklischen Alterungsverfahrens wurden intraorale Bedingungen simuliert (Kosmač et al. 2008). Der Thermocycler umfasste zwei Bäder Haake W15 (Willytec GmbH, Gräfelfing, Deutschland) mit 5 °C beziehungsweise 55 °C Wassertemperatur sowie ein Temperaturelement Haake DC10 (Thermo Electron Corporation, Karlsruhe, Deutschland). Die Verweildauer der Proben betrug pro Bad 15 Sekunden und pro Wechsel zwischen den Expositionen 5 Sekunden.

Der Grund für die Anwendung lag in den transient auftretenden intraoralen Feuchtbelastungen sowie den Temperaturspitzen, zum Beispiel in Verbindung mit Nahrungsmitteln (Addison et al. 2003).

Die Probekörper durchliefen 25.000 Zyklen.



**Abb. 5-4: Thermocycler Willytec Haake W15 und Haake DC10**

### 5.7 Drei-Punkt-Biegeversuch

Die Biegefestigkeitsversuche erfolgten im Drei-Punkt-Biegeversuch mittels Universalprüfmaschine Typ Z005 (Zwick/Roell, Ulm, Deutschland).





**Abb. 5-5: Universalprüfmaschine Zwick/Roell Z005**

#### 5.7.1 Biegefestigkeit, Bruchzähigkeit und Elastizitätsmodul

Der Begriff Biegefestigkeit  $\sigma$  beschreibt die Grenze der elastischen Belastbarkeit, anders formuliert das Maß für die Eigen- respektive Kohäsionsfestigkeit (Göbel et al. 2009). Beim Überschreiten dieser werkstoffspezifischen kritischen Biegezugspannung resultiert Rissbildung bis hin zum Bruch der Keramik (Kappert und Krah 2001; Pospiech 2002; Baltzer und Kaufmann-Jonian 2003). Die durch Y-TZP-Keramiken erreichten Werte (900 bis 1.200 MPa) (Marziali et al. 2006; McLaren und Giordano II 2007; Körner und Mütterthies 2009; Kanotscher 2006; Reich 2009) sind vergleichbar mit denen von handelsüblichen Kobalt-Chrom-Nichtedelmetalllegierungen und übertreffen solche von Typ IV-Edelmetalllegierungen (Kappert und Krah 2001).

Die Formel zur Berechnung lautet

$$\sigma = \frac{3 \times P \times l}{2 \times w \times b^2} \quad [\text{MPa}]$$

Hierbei ist P die Bruchlast (in Newton), l die Stützweite (Abstand von Mitte-zu-Mitte der Auflagerrollen; in Millimeter), w die Breite des Prüfkörpers (in Millimeter) und b die Dicke des Probekörpers (in Millimeter). Die Biegefestigkeit wird in Megapascal (MPa) angegeben (DIN Deutsches Institut für Normung e.V. 2009).

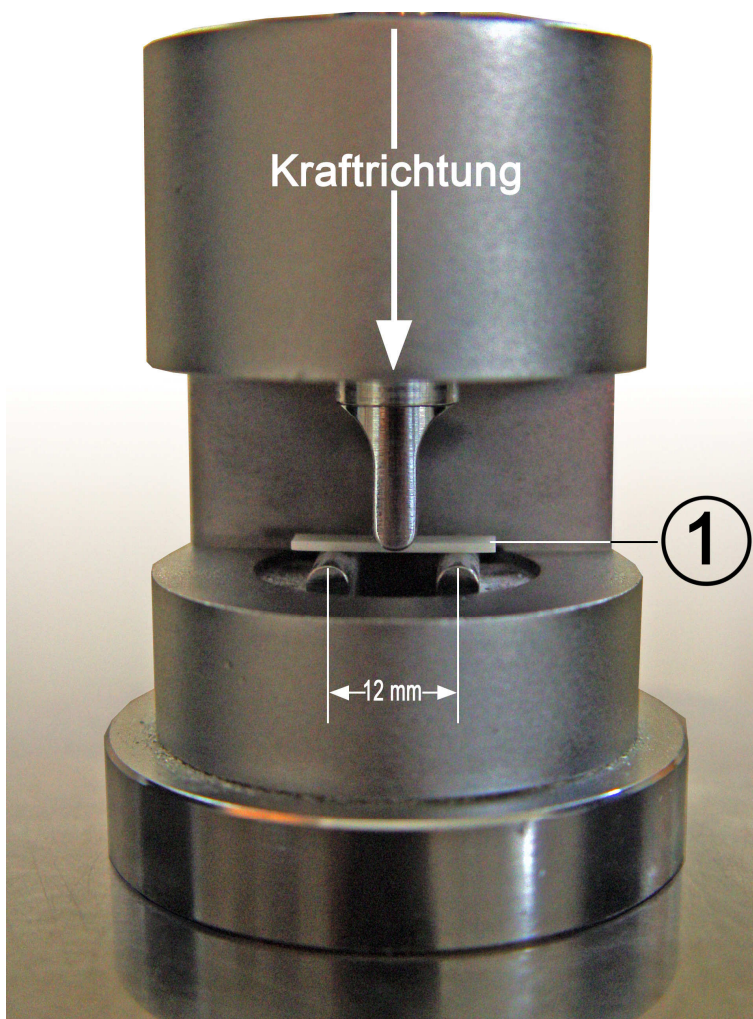
Die Risszähigkeit stellt den Widerstand gegenüber einer Rissspitze und damit der Rissfortpflanzung dar (Kappert und Krah 2001). Für Yttriumoxid-stabilisiertes Zirkoniumdioxid beläuft sich dieser  $K_{Ic}$ -Wert auf 6 bis 10 MPa x m<sup>-1/2</sup> (McLaren und Giordano II 2007; Sailer et al. 2008; Holst et al. 2006; Körner und Mütterthies 2009; Kanotscher 2006; Reich 2009; Lazar et al. 2008; Pospiech 2002; Mörmann et al. 2007; Piconi und Maccauro 1999).

Während des Belastungsvorganges spielen sich zwei unterschiedliche Phänomene keramikhärent ab. Zum einen bedingt die einwirkende Kraft auf der ihr zugewandten Seite eine Druckerhöhung und Verdichtung der Teilchen. Zum anderen entsteht auf der kraftabgewandten Seite eine kritische Zugkraft, gegen welche spröde Keramiken äußerst empfindlich reagieren. Diese Schwachstelle ist letztendlich frakturauslösend. Im klinischen Alltag existiert diese Zugzone im basalen Konnektorenbereich von dentalen Brückenkonstruktionen (Kappert und Krah 2001). Bei polykristallinen Gerüstkeramiken ist die mechanische Belastbarkeit stark abhängig vom Reduktionsgrad der werkstoffimmanenten Porositäten während der Sinterung. Zirkoniumdioxid besitzt im dicht gesinterten Zustand eine relative Dichte von circa 99 % (Denry und Kelly 2008; Denry und Kelly 2009; Kunzelmann et al. 2006; Liang et al. 2008; Mörmann et al. 2007), womit die für keramische Massen höchsten Werte der Biegefestigkeit und Risszähigkeit begründbar sind (Pospiech 2002; Kappert und Krah 2001; Sailer et al. 2008; Filser et al. 2002). Diese Tatsache lässt sich zusätzlich durch die Transformationsfestigkeit erklären (Mörmann et al. 2007; Guazzato et al. 2004b; Kelly 2006).

Der Elastizitätsmodul vermittelt den Widerstand, welcher einer elastischen Verformung entgegengesetzt wird (Kappert und Krah 2001; Baltzer und Kaufmann-Jonian 2003). Mit Gerüstkeramiken werden über 200 GPa erreicht (Cotton und Majo 1996; Sato et al. 2008; Guazzato et al. 2004b; Kappert und Krah 2001), welche mit derzeitigen Nichtedelmetalllegierungen vergleichbar sind (Kappert und Krah 2001). Mittels Biegetest wird der Elastizitätsmodul aus dem Verhältnis Spannung und Dehnung ermittelt (Kappert und Krah 2001).

#### 5.7.2 Bestimmung der Biegeeigenschaften

Die Ermittlung der mechanischen Eigenschaften erfolgte mittels eines Drei-Punkt-Biegeversuches nach EN ISO 6872:2008 (D). Die untersuchten Prüfkörper wurden bis zum katastrophalen Bruch belastet. Hierbei wurde eine Stützweite von 12 mm (DIN Deutsches Institut für Normung e.V. 2009) gewählt. Abbildung 5-6 stellt den Versuchsaufbau dar. Eine computergestützte Auswertung wurde begleitend zur Versuchsdurchführung genutzt.



**Abb. 5-6: Versuchsaufbau im Drei-Punkt-Biegeversuch;  
(1) Prüfkörper**

### 5.7.3 Versuchsaufbau

Die Universalprüfmaschine war mit einem Microsoft® Windows® XP gestützten Computer gekoppelt. Das Definieren von Prüfungseinstellungen sowie die Darstellung ermittelter Testwerte erfolgten über das Programm testXpert V10.11 (Zwick/Roell, Ulm, Deutschland).

### 5.8 Oberflächenrauigkeit

Die ermittelbare Oberflächenrauigkeit dient zur Charakterisierung der Werkstoffoberfläche. Auch als Rauheit bezeichnet, stellt dieser Wert ein Maß der Unebenheit der Oberfläche dar und ist definiert als Quotient der maximalen Rautiefe ( $R_{\max}$ ) und dem mittleren Riefenabstand  $\lambda$  (Marxkors und Meiners

2005). Hiernach steht  $R_a$  für den arithmetischen Mittelrauwert und entspricht dem mittleren Abstand eines Oberflächenmesspunktes zur eruierten Mittellinie. Solch ein Tastschnittverfahren ähnelt dem Prinzip eines Plattenspielers. Dabei wird der senkrechte Hub einer quer zur Werkstoffoberfläche ausgerichteten Diamantspitze in ein elektrisches Signal umgewandelt (Mummery 1993).

### 5.9 Härtebestimmung nach Vickers

Die Härte beschreibt den Widerstand eines Werkstoffes, welchen er einem eindringenden Körper entgegensetzt (Ludwig 2005). Hierfür stehen unterschiedliche Indenterprüfungen zur Verfügung, wobei außerordentlich harte Werkstoffe durch das Verfahren nach Vickers analysiert werden. Diese Prüfmethode wird mittels einer gleichseitigen Diamantpyramide, welche einen Öffnungswinkel von  $136^\circ$  aufweist, durchgeführt. Eine über 15 Sekunden währende Belastungsdauer wirkende Kraft induziert die quadratische Impression der Pyramidenspitze in dem Prüfkörper. Mit einem Messmikroskop wurde die Diagonalenlänge der Druckspur gemessen und die Eindruckoberfläche errechnet. Das Verhältnis von Prüfkraft  $F$  (Newton) zur Eindruckoberfläche impliziert die Vickershärte (HV respektive MHV für Mikrohärte Vickers) (Ludwig 2005).

$$HV = \frac{2 \times F \times \sin \frac{136^\circ}{2}}{d^2}$$

### 5.10 Mikroskopische Darstellung der Oberflächenmodifikationen

Der oberflächenmodifizierende Einfluss von Präparation mit Diamant-schleifkörpern, Korundbestrahlen und Lining wurde sowohl lichtmikroskopisch (200fachen Vergrößerung (Hellfeld (HF)), Axiotech (Carl Zeiss, Jena, Deutschland)) als auch rasterelektronenmikroskopisch (1000fachen Vergrößerung,  $70^\circ$ , LEO 1530 Gemini (LEO / Zeiss, Oberkochen, Deutschland)) analysiert.

### 5.11 Statistische Auswertung

Die statistische Auswertung und Datenpflege erfolgte mit Hilfe des Programms SPSS 15.0 (SPSS Inc., Chicago, USA). Eine Normalverteilung der ermittelten Daten konnte konsekutiv aus einer explorativen Datenanalyse angenommen werden. Es wurden Post-hoc-Vergleiche mit t-Tests für unabhängige Stichproben durchgeführt, eine anschließende  $\alpha$ -Adjustierung nach Bonferroni-Holm kam für weitere Ergebnisfindungen zur Anwendung. Des Weiteren diente eine einfaktorielle ANOVA (Analysis of variance) inklusive Tukey-HSD (Honestly Significant Difference) zur Auswertung aller Referenzprüfkörper. Vergleiche definierter Messergebnisse zwischen den Herstellern wurden mit einer einfaktoriellen ANOVA (Tukey-HSD respektive Tamhane-T2) arrangiert. Das Signifikanzniveau wurde bei allen Tests auf  $p < 0,05$  festgelegt.

### 5.12 Materialliste

Tab. 5-2: Übersicht der verwendeten Materialien.

Material	Hersteller
<u>Gerüstkeramik</u>	
VITA In-Ceram® YZ	Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Deutschland
Goldquadrat Quattrodisc Zirkon opak Ø 100 mm	Goldquadrat GmbH, Hannover, Deutschland
R+K Organic Zirkon transluzent	R+K CAD/CAM Technologie GmbH & Co. KG, Berlin, Deutschland
Heraeus cara process Zr weiss	Heraeus Kulzer GmbH, Hanau, Deutschland
<u>Verblendkeramik</u>	
VITA VM® 9	Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Deutschland

VITA VM Modelling Liquid	Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Deutschland
<u>andere</u>	
Hochtemperatur - Elevatorofen	Thermo-star® GmbH, Aachen, Deutschland
Multimat Mach 2	Dentsply DeTrey GmbH, Konstanz, Deutschland
Aqua destillata / destilliertes Wasser	Velind Aerosol-GmbH, Schwedt/O., Deutschland
Keramik-Schichtpinsel	Asami Tanaka Dental, Enterprises Europe GmbH, Friedrichsdorf, Deutschland
Liner (experimentell)	Dr. Göbel, ZZMK, Jena, Deutschland
Diamantschleifer extrafein	ökoDENT® Gruppe, Tautenhain, Deutschland
Diamantschleifer fein	ökoDENT® Gruppe, Tautenhain, Deutschland
Diamantschleifer mittel	ökoDENT® Gruppe, Tautenhain, Deutschland
Winkelstück KaVo DURAtec 2068	KaVo Dental GmbH, Biberach/Riß, Deutschland
Bego Korox® 50 µm	Bego Bremer Goldschlägerei Wilh. Herbst GmbH & Co. KG, Bremen, Deutschland
Bego Korox® 110 µm	Bego Bremer Goldschlägerei Wilh. Herbst GmbH & Co. KG, Bremen, Deutschland
Feinstrahlgerät Basic Classic	Renfert GmbH, Hilzingen, Deutschland
Universalprüfmaschine Zwick/Roell Z005	Zwick/Roell, Ulm, Deutschland
Hommeltester T 1000	Thyssen Hommelwerke GmbH, Schwenningen, Deutschland

Vickers Härteprüfgerät Zwick 3212 B	Zwick/Roell, Ulm, Deutschland
Thermocycler Haake W15	Willytec GmbH, Gräfelfing, Deutschland
Thermocycler Haake DC10	Thermo Electron Corporation, Karlsruhe, Deutschland
Taschenmessschieber	Helios-PREISSER, Gammertingen, Deutschland
Exakt-Trennschleifsystems	Exakt Apparatebau GmbH & Co. KG, Norderstedt, Deutschland
Siliziumkarbidpapier SIC 1200	Struers GmbH, Willich, Deutschland
Lichtmikroskop Axiotech	Carl Zeiss, Jena, Deutschland
Rasterelektronenmikroskop LEO 1530 Gemini	LEO / Zeiss, Oberhochen, Deutschland

**Tab. 5-2: Dargestellt sind die in Gruppen angeordneten verwendeten Materialien**



## 6. Ergebnisse

### 6.1 Beschreibende Statistik

Die in Kapitel 5 dargestellten Versuche führten zur Ermittlung der in Tabelle 9-1 sowie in den Abbildungen 6-1 bis 6-21 ersichtlichen Prüfwerte. Dabei sind entsprechend der vier verschiedenen Zirkoniumdioxidkeramikhersteller die Mittelwerte der materialspezifischen Biegefestigkeiten in Abhängigkeit von Oberflächenmodifikationen aufgelistet. Es lagen diese in einem Bereich von 550 bis 1500 MPa. Eine vollständige Darstellung aller Biegebruchlastwerte ist in Tabelle 9-1 aufgeführt. Eine tabellarische Auflistung der p-Werte befindet sich im Anhang in Tabelle 9-4.

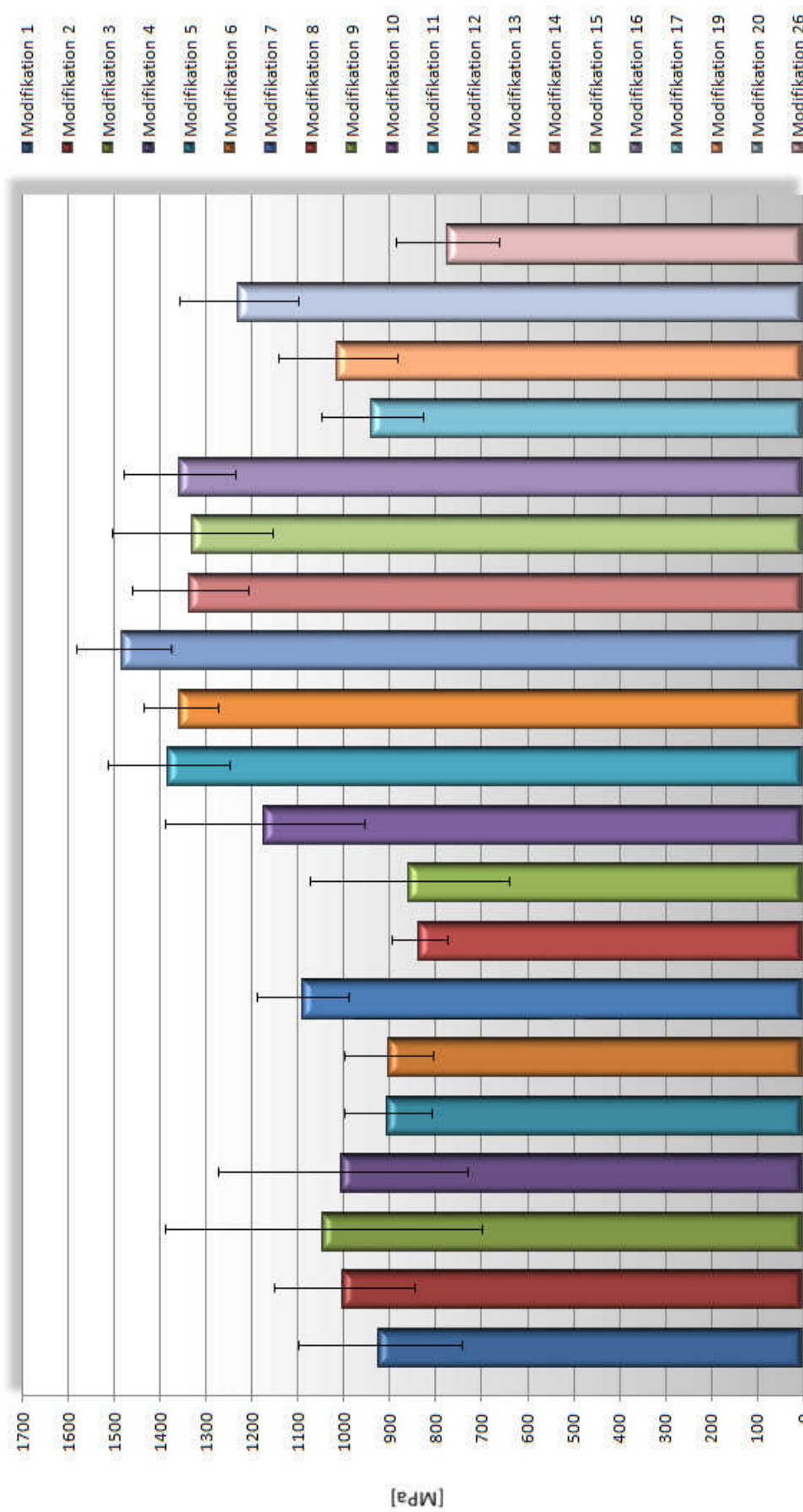


Abb. 6-1: Biegefestigkeit (Mittelwert, Standardabweichung) nach ISO 6872-2008; Y-TZP; Goldquadrat Quattrodisc Zirkon opak

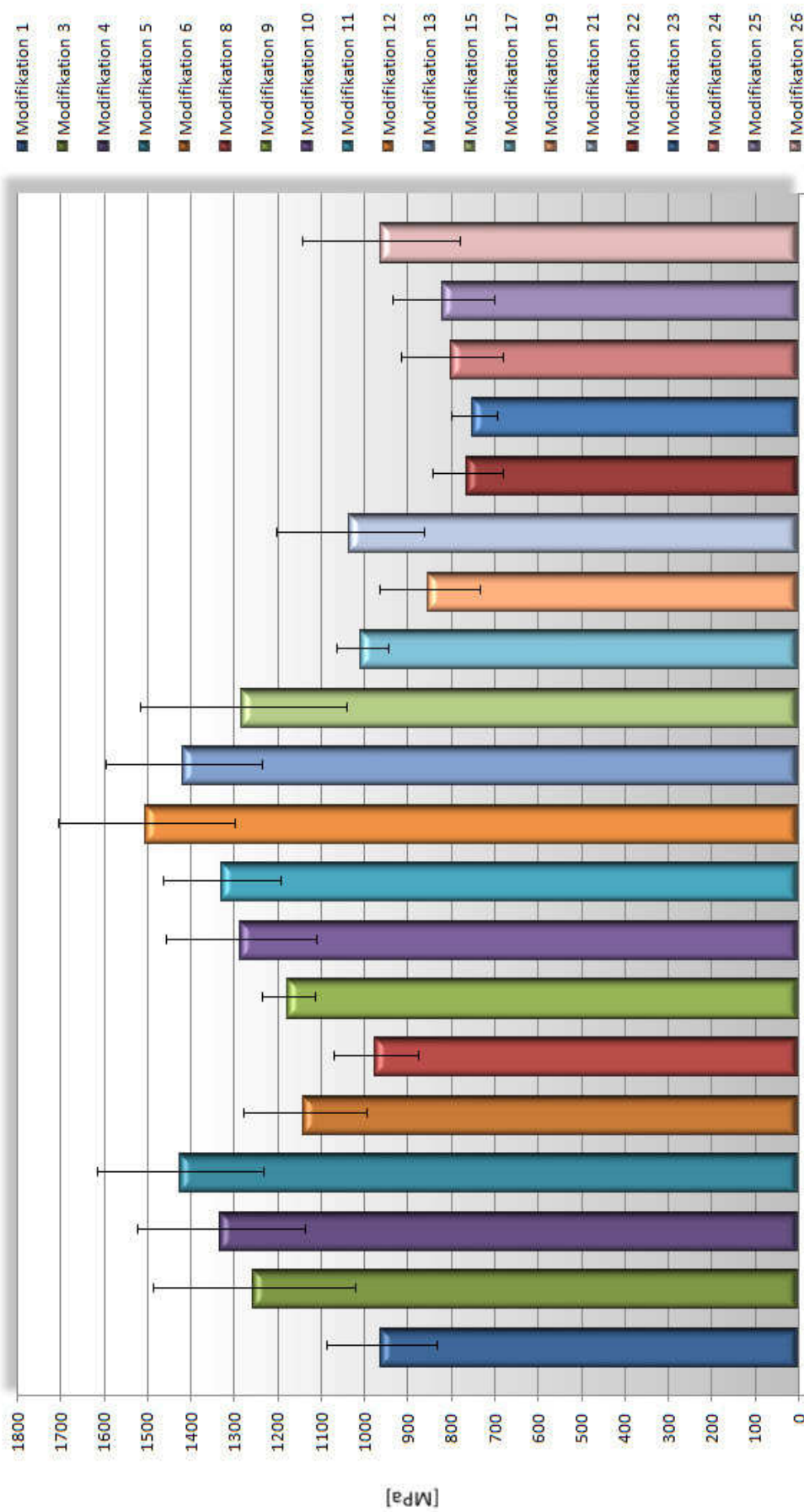


Abb. 6-2: Biegefestigkeit (Mittelwert, Standardabweichung) nach ISO 6872-2008; Y-TZP; VITA In-Ceram YZ

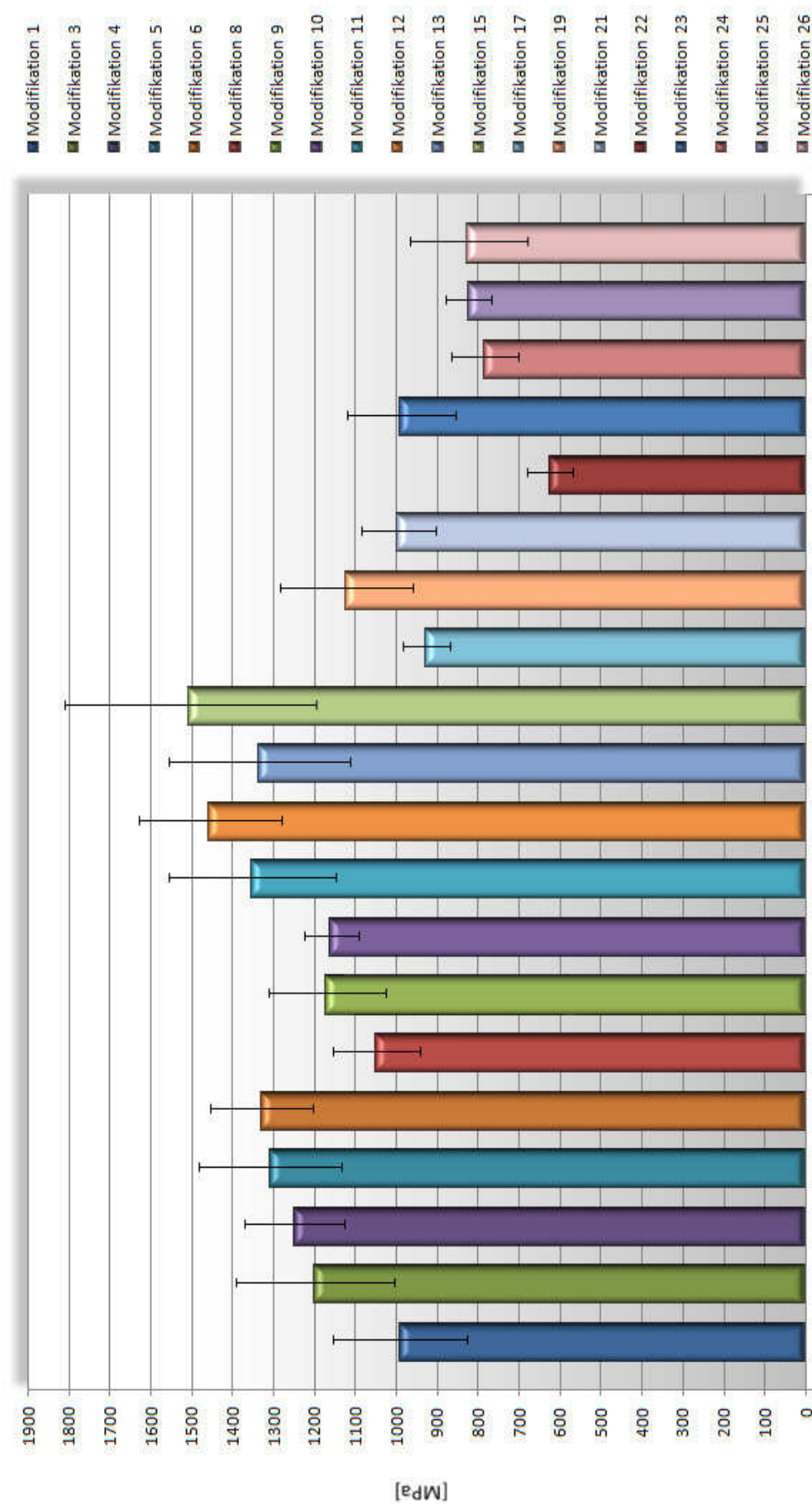


Abb. 6-3: Biegefestigkeit (Mittelwert, Standardabweichung) nach ISO 6872-2008; Y-TZP; Heraeus cara process Zr weiss

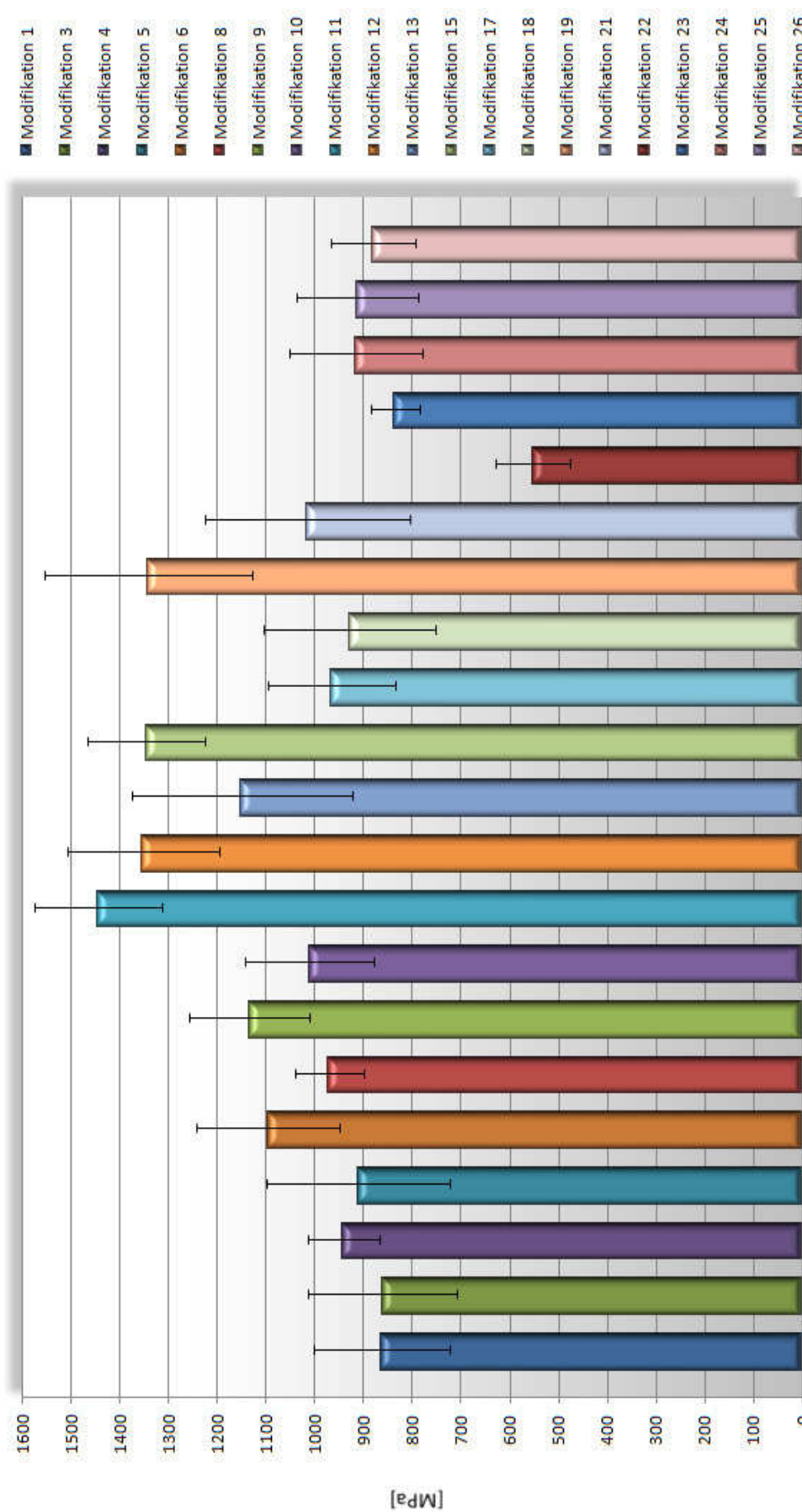
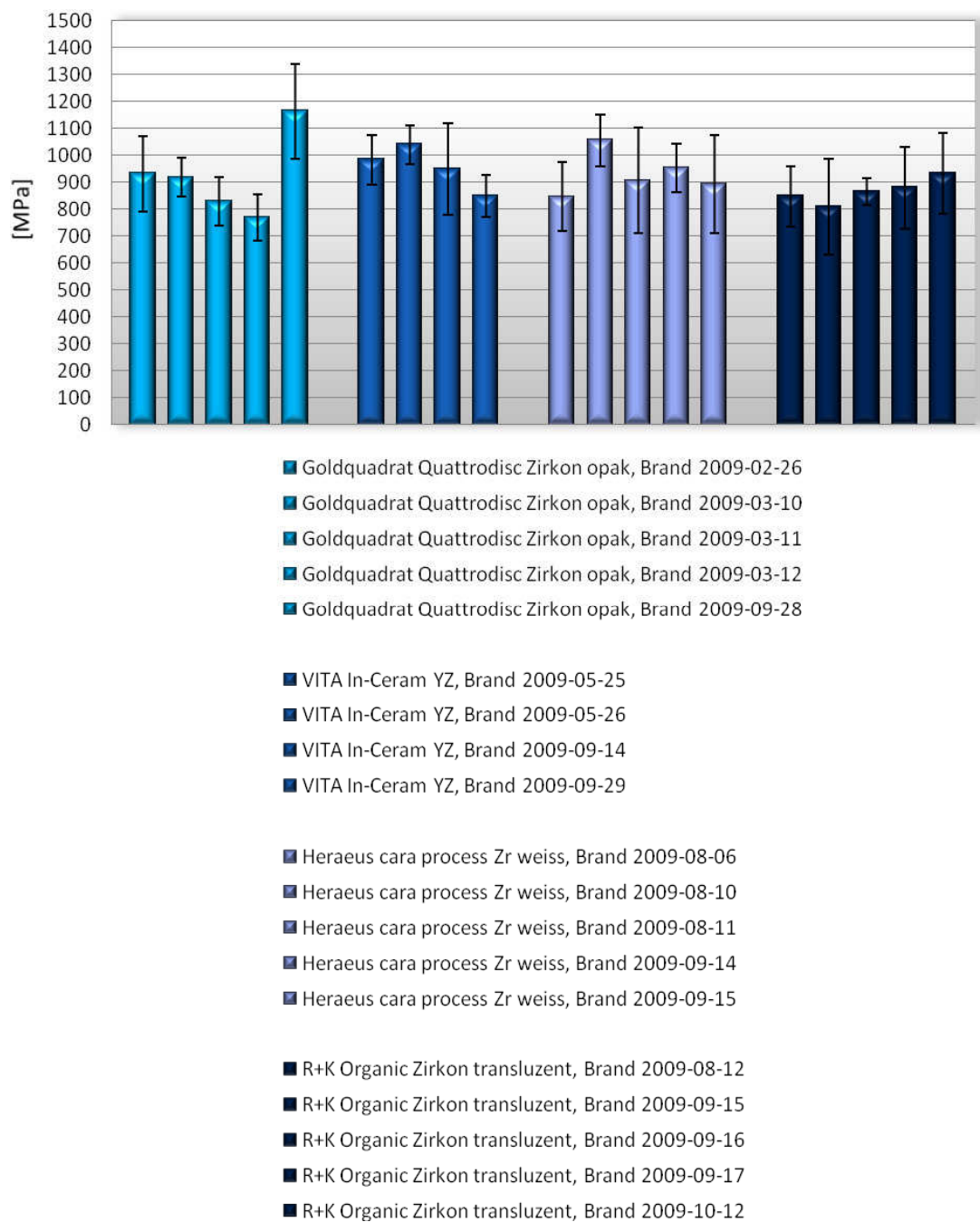


Abb. 6-4: Biegefestigkeit (Mittelwert, Standardabweichung) nach ISO 6872-2008; Y-TZP; R+K Organic Zircon translucent

- Abb. 6-1 bis 6-4:**
- Modifikation 1:** unbehandelt
  - Modifikation 2:** unbehandelt + TLW
  - Modifikation 3:** unilateral präpariert (Korngröße 15 µm)
  - Modifikation 4:** unilateral präpariert (Korngröße 15 µm)  
inklusive Wasserspray-Kühlung
  - Modifikation 5:** unilateral präpariert (Korngröße 30 µm)
  - Modifikation 6:** unilateral präpariert (Korngröße 30 µm)  
inklusive Wasserspray-Kühlung
  - Modifikation 7:** unilateral präpariert (Korngröße 30 µm)  
inklusive Wasserspray-Kühlung + TLW
  - Modifikation 8:** unilateral präpariert (Korngröße 30 µm)  
inklusive Wasserspray-Kühlung  
+ Nachsintern bei 1530 °C
  - Modifikation 9:** unilateral präpariert (Korngröße 100 µm)
  - Modifikation 10:** unilateral präpariert (Korngröße 100 µm)  
inklusive Wasserspray-Kühlung
  - Modifikation 11:** unilateral Korund gestrahlt (Korngröße 50 µm)
  - Modifikation 12:** bilateral Korund gestrahlt (Korngröße 50 µm)
  - Modifikation 13:** unilateral Korund gestrahlt (Korngröße 110 µm)
  - Modifikation 14:** unilateral Korund gestrahlt (Korngröße 110 µm)  
+ TLW
  - Modifikation 15:** bilateral Korund gestrahlt (Korngröße 110 µm)
  - Modifikation 16:** bilateral Korund gestrahlt (Korngröße 110 µm)  
+ TLW
  - Modifikation 17:** bilateral Korund gestrahlt (Korngröße 110 µm)  
+ Nachsintern bei 1530 °C
  - Modifikation 18:** bilateral Korund gestrahlt (Korngröße 110 µm)  
+ Nachsintern bei 930 °C
  - Modifikation 19:** unilateral aufgesinterter Liner (angemischt mit a. dest.)
  - Modifikation 20:** unilateral aufgesinterter Liner (angemischt mit a. dest.)  
+ TLW
  - Modifikation 21:** unilateral aufgesinterter Liner  
(angemischt mit VM Modelling Liquid)
  - Modifikation 22:** unilateral mit VM<sup>®</sup> 9 verblendet
  - Modifikation 23:** unilateral aufgesinterter Liner  
(angemischt mit VM Modelling Liquid)  
und mit VM<sup>®</sup> 9 beschickt
  - Modifikation 24:** unilateral Korund gestrahlt (Korngröße 110 µm),  
konsekutiv mit Liner (angemischt mit VM Modelling Liquid) beschickt
  - Modifikation 25:** unilateral Korund gestrahlt (Korngröße 110 µm),  
konsekutiv mit Liner (angemischt mit VM Modelling Liquid) und VM<sup>®</sup> 9 beschickt
  - Modifikation 26:** Vorbelastung von 10 x 500 MPa

Goldquadrat Quattrodisc Zirkon opak erbrachte ein Referenzwert von 922 MPa und eine Standardabweichung (s) von 178 MPa. Im Vergleich dazu ergaben thermozyklisch gealterte Keramiken gleichen Herstellers einen Wert von 1000 MPa sowie eine Standardabweichung (s) von 153 MPa und waren nicht statistisch signifikant different.

Die Referenzwerte der anderen Keramiken gestalteten sich wie folgt: VITA In-Ceram® YZ 961  $\pm$  126 MPa, Heraeus cara process Zr weiss 991  $\pm$  163 MPa, R+K Organic Zirkon transluzent 863  $\pm$  139 MPa. Mittels einfaktorieller ANOVA (Analysis of variance) inklusive Tukey-HSD (Honestly Significant Difference) konnte ermittelt werden, dass sich alle Referenzwerte nicht statistisch signifikant unterscheiden (siehe Abb.6-5). Nachdem die Prüfkörper oberflächenmodifiziert wurden, zeigten sich je nach Oberflächenbearbeitung mitunter deutliche Unterschiede zum Referenzwert.



**Abb. 6-5: Biegefestigkeit (Mittelwert, Standardabweichung) nach ISO 6872-2008; Y-TZP: unterschiedliche Hersteller; Prüfkörper: Modifikation 1 (unbehandelt)**



### 6.1.1 Goldquadrat Quattrodisc Zirkon opak:

Durch die Bearbeitung mit einem diamantierten Schleifkörper der Korngröße 15  $\mu\text{m}$  beliefen sich die gemessenen Biegebruchlastwerte auf  $1003 \pm 272$  MPa mit Wasserspray-Kühlung,  $1044 \pm 345$  MPa ohne Kühlung. Im Vergleich zueinander wie auch zum Referenzwert zeigte sich der Unterschied nicht statistisch signifikant.

Bei Schleifkörpern der Korngröße 30  $\mu\text{m}$  ergaben sich Bruchbelastungen von  $902 \pm 96,5$  MPa mit Wasserspray-Kühlung,  $904 \pm 96,1$  MPa ohne Kühlung. Konsekutiv war auch in diesem Fall die Differenz zueinander und zum Referenzwert nicht statistisch signifikant. Thermozyklisch belastete Keramiken mit vorheriger Modifikation durch 30  $\mu\text{m}$ -Schleifer mit Wasserspray-Kühlung zeigten mit  $1089 \pm 93,2$  MPa einen statistisch signifikanten Anstieg der Belastungswerte verglichen mit ausschließlich präparierten Objekten. Außerdem wurde in einem weiteren Test nach dem 30  $\mu\text{m}$ -Oberflächenschliff ein akzessorischer Sinterbrand (1530 °C) im Sinne eines „Regenerationsbrandes“ durchgeführt. Es resultierte  $835 \pm 61,0$  MPa, was nicht statistisch signifikant niedriger ausfiel. Des Weiteren unterschied sich der Wert nicht statistisch signifikant vom Referenzwert.

Nach der Bearbeitung mit Schleifinstrumenten einer Korngröße von 100  $\mu\text{m}$  versagten die Prüfkörper bei einer Last von  $1173 \pm 217$  MPa mit Wasserspray-Kühlung beziehungsweise  $858 \pm 217$  MPa ohne Wasserspray. Diese Differenz ist nicht statistisch signifikant. Weiterhin war die gekühlt präparierte Testreihe im Gegensatz zur Ungekühlten bezogen auf den Referenzwert statistisch signifikant höher belastbar.

In der Analyse der Oberflächenbehandlungen mit Schleifinstrumenten drei differenter Korngrößen (15  $\mu\text{m}$ , 30  $\mu\text{m}$ , 100  $\mu\text{m}$ ) stellten sich die Abweichungen zueinander nicht statistisch signifikant dar.

Durch Modifikationen mittels Korundbestrahlung resultierten höhere Belastungswerte: unilateral mit 50  $\mu\text{m}$  führte zu  $1381 \pm 132$ , bilateral gleicher Korngröße bedingte die Messwerte  $1356 \pm 80,7$  MPa. Die Ergebnisse ergaben zueinander statistisch keinen signifikanten Unterschied, in Hinblick auf den Referenzwert jedoch schon.

Durch Korundbestrahlung mit einer Korngröße 110  $\mu\text{m}$  ergaben sich Messdaten von  $1481 \pm 103$  MPa bei unilateraler sowie  $1330 \pm 176$  MPa nach bilateraler Bearbeitung. Beide Werte unterscheiden sich zueinander nicht statistisch signifikant, hingegen zum Referenzwert statistisch signifikant. Auch hier wurde ein Versuch mit einem anschließenden Sinterbrand (1530 °C) nach bilateralem Bestrahlen durchgeführt. Dabei wurde  $939 \pm 110$  MPa ermittelt, dass statistisch signifikant niedriger als die nicht nachgesinterten Prüfkörper und nicht statistisch signifikant höher als die Referenz war. Der Einfluss thermozyklischen Alterns wurde auch bei Korund gestrahlten Keramiken untersucht und resultierte in folgenden Ergebnissen: nach unilateraler Bearbeitung  $1335 \pm 125$  MPa, nach bilateraler Modifikation  $1358 \pm 121$  MPa. Folglich unterschieden sich die Ergebnisse nur bei einseitiger Behandlung statistisch signifikant von den nicht thermozyklisch behandelten Proben, bei beidseitiger nicht.

Die Auswirkungen der unterschiedlichen, einseitigen Korundbestrahlungen abhängig von der Korngröße (50  $\mu\text{m}$ , 110  $\mu\text{m}$ ) waren nicht statistisch signifikant.

Das Aufbringen eines Liners (angemischt mit Aqua destillata) auf die teilgesinterten Keramiken führte zu einem nicht statistisch signifikanten Messwert von  $1014 \pm 130$  MPa in Bezug auf die Referenz. Eine sich anschließende thermozyklische Behandlung bedingte statistisch signifikant erhöhte Biegebruchlastwerte von  $1228 \pm 130$  MPa.

Eine weitere Untersuchung zum Simulieren multipler Beanspruchung bestand aus einer zehnmaligen Vorbelastung mit 500 MPa und konsekutiver Maximalbelastung bis zum Versagen der Keramik, wobei ein Werte von

774  $\pm$  113 MPa ermittelt wurde. Dieser unterschied sich nicht statistisch signifikant vom Referenzwert.

#### 6.1.2 VITA In-Ceram<sup>®</sup> YZ:

Der Bearbeitung der Keramikoberfläche mit diamantierten Schleifkörpern unterschiedlicher Korngröße geschuldet, resultierten folgende Messwerte im Drei-Punkt-Biegeversuch: bei einer Körnung von 15  $\mu\text{m}$  mit Wasserspray-Kühlung ein Mittelwert der Biegebruchlast von 1330  $\pm$  193 MPa, dieselbe Korngröße ohne Kühlung 1255  $\pm$  232 MPa. Beide Werte unterschieden sich zueinander nicht statistisch signifikant, jedoch separat zum Referenzwert hin statistisch signifikant.

Mit einer Körnung von 30  $\mu\text{m}$  inklusive Wasserspray-Kühlung ergaben sich 1138  $\pm$  143 MPa, ohne Kühlung 1424  $\pm$  191 MPa. Hierbei unterschieden sich die beiden Werte statistisch signifikant voneinander, wie auch die Einzelwerte in Bezug auf die Referenz. Unter Berücksichtigung eines Heilungseffektes durch eine nachfolgende Sinterung bei 1530 °C konnten bei den gekühlt-bearbeiteten Proben verringerte Biegebruchlastwerte von 974  $\pm$  98,6 MPa gemessen werden, wobei diese sich nicht statistisch signifikant vom Referenz- als auch ungesinterten Wert unterscheiden.

Schleifkörper mit einer 100  $\mu\text{m}$  Korngröße bedingten Werte von 1284  $\pm$  174 MPa bei Verwendung einer Wasserspray-Kühlung und 1176  $\pm$  61,4 MPa ohne entsprechende Kühlung. Die Ergebnisse zeigten keinen statistisch signifikanten Unterschied. Im Vergleich zu dem Referenzwert lagen diese Resultate statistisch signifikant höher.

Synoptisch betrachtet unterschieden sich die Biegebruchlastwerte der drei differenten Körnungen (15  $\mu\text{m}$ , 30  $\mu\text{m}$ , 100  $\mu\text{m}$ ) auch unter Beachtung einer verwendeten Kühlung nicht statistisch signifikant.

Die Oberflächenmodifikation durch eine Korundbestrahlung wurde auch hierbei mit zwei unterschiedlichen Korngrößen vorgenommen. Unilaterale Bearbeitung durch 50 µm Strahlgut führte zu  $1329 \pm 136$  MPa, bilaterale Behandlung zu  $1503 \pm 204$  MPa. Zueinander bestand statistisch kein signifikanter Unterschied. Die Einzelwerte lagen statistisch signifikant höher als der Referenzwert.

Einseitiges Abstrahlen mit 110 µm Korund ergab  $1417 \pm 179$  MPa, beidseitiges führte zu einem Biegebruchlastwert von  $1280 \pm 239$  MPa. Die Werte wiesen statistisch keinen signifikanten Unterschied zueinander auf. Verglichen mit dem Referenzwert befanden sich diese jedoch statistisch signifikant oberhalb dessen. Analog schloss sich in dieser Serie für einige bilateral bestrahlte (110 µm) Keramiken eine Sinterung ("Regenerationsbrand" bei 1530 °C) an. Konsekutiv war ein nicht statistisch signifikant niedrigerer Biegebruchlastwert von  $1007 \pm 59,5$  MPa zu messen (im Vergleich zum Ungesinterten sowie zur Referenz).

Die Auswirkungen der unterschiedlichen, unilateralen Korundbestrahlungen in Abhängigkeit von der Korngröße (50 µm, 110 µm) waren nicht statistisch signifikant different.

Das superfizielle Beschicken von Keramiken mit einem Liner (angemischt mit Aqua destillata) bedingte einen nicht statistisch signifikant erniedrigten Messwert von  $851 \pm 116$  MPa.

Die Kombination von Korundbestrahlung (unilateral, 110 µm Körnung) und anschließenden Linings entsprechender Oberflächen reduzierte die Biegefestigkeit der Prüfkörper ( $799 \pm 117$  MPa) statistisch signifikant (bezogen auf Referenz, respektive ausschließlich gestrahlten Prüfkörpern).

Eine weitere praxisorientierte Simulation bestand darin, die oben genannte Kombination noch mit einer dünnen Schicht Verblendkeramik VITA VM® 9 (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Deutschland) zu versehen. Resultierend wurde auch hier ein statistisch signifikant verminderter Biegebruchlastwert von  $819 \pm 118$  MPa gemessen (in Bezug auf Referenzwert und hinsichtlich alleinig

bestrahlter Proben). Demgegenüber ergab der Vergleich zu der oben genannten Kombination ohne Verblendung einen nicht statistisch signifikanten Unterschied.

Die zusätzliche Analyse von lediglich verblendeten als auch mit Liner und Verblendung versehenen Keramiken führte zu statistisch signifikant reduzierten Ergebnissen von  $763 \pm 81,9$  MPa beziehungsweise  $748 \pm 52,2$  MPa in Relation zum Referenzwert. In einer Gegenüberstellung dieser Ergebnisse und solcher nur mit Liner beschickter Prüfkörper konnte statistisch kein signifikanter Unterschied eruiert werden.

Zur Imitation einer Mehrfachbelastung wurden einige Keramikkörper einer zehnfachen Belastung mit 500 MPa und anschließender Biegebruchlastexploration unterzogen. Dabei befand sich der Wert ( $962 \pm 182$  MPa) nicht statistisch signifikant oberhalb des Referenzwertes.

#### 6.1.3 Heraeus cara process Zr weiss:

Das Bearbeiten der Keramikprüfkörper mit diamantierten Schleifkörpern führte auch in dieser Testserie zu erhöhten Biegebruchlastwerten. Eine 15  $\mu\text{m}$ -Körnung ergab mit Wasserspray-Kühlung einen Mittelwert von  $1249 \pm 121$  MPa, ohne Kühlung  $1198 \pm 193$  MPa. Beide Ergebnisse wichen zum einen nicht statistisch signifikant voneinander ab, zum anderen lagen sie statistisch signifikant über dem Referenzwert.

Mit einer Diamantkorngröße von 30  $\mu\text{m}$  wurden Werte von  $1329 \pm 126$  MPa mit Kühlung und  $1308 \pm 174$  MPa ohne Wasserspray erreicht. Diese Resultate verhielten sich zueinander nicht statistisch signifikant. Auf den Referenzwert bezogen, lagen beide statistisch signifikant darüber. Die Durchführung eines zusätzlichen Sintervorgangs ("Regenerationsbrand" bei 1530 °C) der präparierten Proben (30  $\mu\text{m}$ , Wasserspray-Kühlung) ergab  $1049 \pm 105$  MPa. Bezüglich des Referenzwertes wich dieser Wert nicht statistisch signifikant ab, verglichen mit der ungesinterten und präparierten Keramik lag das Ergebnis statistisch signifikant darunter.

Die dritte zur Anwendung gekommene Korngröße von 100  $\mu\text{m}$  bedingte Biegebruchlastwerte von  $1160 \pm 66,9$  MPa inklusive Wasserspray-Kühlung sowie  $1170 \pm 142$  MPa ohne Kühlung. Zueinander unterschieden sich die Daten nicht statistisch signifikant. Im Vergleich zur Referenz erreichten diese statistisch signifikant höhere Werte.

Zusammenfassend konnten statistisch keine signifikanten Abweichungen der Bruchbelastungswerte bei den untersuchten Diamantkorngrößen (15  $\mu\text{m}$ , 30  $\mu\text{m}$ , 100  $\mu\text{m}$ ) auch unter Beachtung einer verwendeten Kühlung festgestellt werden.

Durch das Abstrahlen mit Korund resultierte Folgendes: 50  $\mu\text{m}$  Korngröße einseitig  $1352 \pm 205$  MPa und beidseitig  $1456 \pm 175$  MPa. Diese Werte unterschieden sich voneinander nicht statistisch signifikant, wichen aber jeweils statistisch signifikant vom Referenzwert ab.

Bei Verwendung eines Strahlguts mit 110  $\mu\text{m}$  Korngröße wurden bei unilateraler Behandlung  $1334 \pm 221$  MPa, bei bilateraler  $1505 \pm 307$  MPa gemessen. Statistisch gesehen differierten beide Ergebnisse nicht signifikant. In Hinblick auf den Referenzwert befanden sich diese jedoch statistisch signifikant darüber. Weiterhin ergab die Untersuchung einer gestrahlten (bilateral, 110  $\mu\text{m}$  Korund) und anschließend gesinterten ("Regenerationsbrand" bei 1530 °C) Probe eine reduzierte Biegebruchlast von  $926 \pm 57,8$  MPa, welche somit statistisch signifikant unterhalb der nicht gesinterten Keramik als auch nicht signifikant unterhalb des Referenzwertes lag.

Die Auswirkungen unterschiedlicher Korundbestrahlungen (Korngröße 50  $\mu\text{m}$ , 110  $\mu\text{m}$ ) auf den Drei-Punkt-Biegeversuch waren nicht statistisch signifikant disparat.

Das Beschicken von Keramikprobekörpern mit einem Liner (angemischt mit Aqua destillata) bedingte statistisch signifikant erhöhte Messdaten von  $1122 \pm 162$  MPa (in Bezug auf die Referenzdaten).

Eine Kombination aus Korundbestrahlen (unilateral, 110  $\mu\text{m}$ ) mit Liner einerseits sowie Korundbehandlung, Liner mit akzessorischer Verblendung (VITA VM® 9, Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Deutschland) andererseits führten verglichen mit den Referenzdaten zu nicht statistisch signifikant erniedrigten Biegebruchlastwerten von  $785 \pm 82,0$  MPa beziehungsweise statistisch signifikant abweichenden  $824 \pm 55,4$  MPa. Es unterschieden sich diese beiden Ergebnisse nicht statistisch signifikant voneinander. In Hinblick auf die alleinig mit Korund (110  $\mu\text{m}$ , unilateral) gestrahlten Prüfkörper befanden sich diese Daten statistisch signifikant darunter.

Weitere Modifikationen bestanden in dem Aufbringen einer dünnsschichtigen Verblendung (VITA VM® 9, Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Deutschland) mit konsekutivem statistisch signifikant (in Bezug zur Referenz und mit Liner beschickten Keramiken) erniedrigtem Wert von  $624 \pm 55,7$  MPa.

Weiterhin führte das Aufsintern von Liner und Verblendung (VITA VM® 9, Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Deutschland) zur nicht statistisch signifikant (im Vergleich zur Referenz sowie ausschließlich mit Liner versehener Proben) reduzierten Biegebruchlast von  $989 \pm 133$  MPa.

Die Simulation von Kaukräften erfolgte durch zehnmalige Belastung mit 500 MPa und anschließender Exploration der Biegebruchlast, welche nicht statistisch signifikant mit  $825 \pm 143$  MPa unterhalb des Referenzwertes lag.

#### 6.1.4 R+K Organic Zirkon transluzent:

Die Oberflächenbearbeitung von Prüfkörpern wurde durch drei verschiedene Korngrößen diamantierter Schleifkörper bewerkstelligt. Bei 15  $\mu\text{m}$  Körnung resultierte ein nicht statistisch signifikant erhöhter mittlerer Biegebruchlastwert von  $941 \pm 73,7$  MPa unter Verwendung einer Wasserspray-Kühlung. Bei Verzicht solch einer Kühlung folgte der nicht statistisch signifikant erniedrigte Wert von  $861 \pm 152$  MPa. Beide Werte unterschieden sich zueinander nicht statistisch signifikant.

Unter Verwendung einer Korngröße von 30  $\mu\text{m}$  ergaben sich  $1096 \pm 147$  MPa inklusive Wasserspray-Kühlung respektive  $911 \pm 189$  MPa ohne selbiger. Statistisch lag nur der erste Wert signifikant über dem Referenzergebnis. Außerdem differierten beide Biegebruchlasten nicht statistisch signifikant voneinander. Als Folge eines anschließenden „Regenerationsbrandes“ (1530 °C) war ein in Bezug auf den Referenzwert statistisch signifikant erhöhter Wert von  $971 \pm 71,0$  MPa eruierbar. Jedoch lag dieses Resultat nicht statistisch signifikant unterhalb derer, welche ausschließlich präpariert worden waren.

Mit Schleifwerkzeugen der Körnung 100  $\mu\text{m}$  betrugen die Ergebnisse mit Wasserspray-Kühlung  $1011 \pm 132$  MPa und ohne diese  $1134 \pm 124$  MPa. Damit überragte der Wert ohne Kühlung den Referenzwert statistisch signifikant. Verglichen zueinander wichen die Daten nicht statistisch signifikant ab.

Synoptisch betrachtet erwiesen sich lediglich die beiden Werte von 15  $\mu\text{m}$ - und 100  $\mu\text{m}$ -Korngröße ohne Wasserspray-Kühlung als statistisch signifikant disparat. Alle weiteren Vergleiche der untersuchten Diamantkorngrößen (15  $\mu\text{m}$ , 30  $\mu\text{m}$ , 100  $\mu\text{m}$ ) auch unter Beachtung einer verwendeten Kühlung ergaben keine statistisch signifikanten Unterschiede.

Die Oberflächenmodifikation mit Korundstrahlung führte zu statistisch signifikant erhöhten Biegebruchlastwerten bezogen auf den Referenzwert. 50  $\mu\text{m}$  Strahlgut ergab bei unilateraler Anwendung  $1444 \pm 130$  MPa sowie bei bilateralem Gebrauch  $1352 \pm 155$  MPa. Beide Messdaten übertrafen wie oben geschildert den Referenzwert statistisch signifikant. Zueinander verhielten sich die Ergebnisse nicht statistisch signifikant abweichend.

110  $\mu\text{m}$  Korund bedingte bei einseitiger Benutzung  $1150 \pm 226$  MPa und bei beidseitigem Gebrauch  $1346 \pm 120$  MPa. Zur Referenz betrachtet lagen beide Werte statistisch signifikant darüber, verglichen zueinander wiederum nicht signifikant differierend. Die sich anschließende Sinterung im Sinne eines „Regenerationsbrandes“ (1530 °C) einiger abgestrahlter Keramiken ergab



966 ± 131 MPa. Dieser Wert lag nicht statistisch signifikant über dem Referenzwert und statistisch signifikant unter dem Ergebnis der nur abgestrahlten Prüfkörper. In dieser Testserie wurde eine weitere Temperaturführung im Zuge der Thematik „Regenerationsbrand“ untersucht, wobei 930 °C das Temperaturmaximum darstellten. Der dabei ermittelte Wert belief sich auf 928 ± 176 MPa, konsekutiv lag dieser nicht statistisch signifikant unter dem Resultat der anderen Variante (bis 1530 °C geführter Brand).

Die Auswirkungen der unterschiedlichen Korundbestrahlungen in Abhängigkeit von der Korngröße (50 µm, 110 µm) waren nicht statistisch signifikant different.

Das Aufsintern eines Liners (angemischt mit Aqua destillata) hatte ein statistisch signifikant erhöhtes Messergebnis von 1342 ± 212 MPa zur Folge (in Bezug auf den Referenzwert).

Weiterhin erzielten Keramikprobekörper, welche nach Korundbehandlung mit dem Liner versehen worden waren einen mittleren Biegebruchlastwert von 915 ± 136 MPa und befanden sich nicht statistisch signifikant unterhalb der ausschließlich mit Korund (unilateral, 110 µm Korngröße) behandelten Prüfkörper. Bezug nehmend auf den Referenzwert war dieser Wert nicht statistisch signifikant oberhalb diesem datiert.

Die Kombination von Korundbestrahlung, Lining und einer superfiziellen Verblendung mit VITA VM® 9 (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Deutschland) führte zu der mittleren Biegebruchlast von 913 ± 125 MPa. Dieses Ergebnis lag unter dem vorherigen (Korund und Liner) nicht statistisch signifikant, überragte den Referenzwert nicht signifikant und befand sich in Hinblick auf die Messdaten der alleinig Korund gestrahlten Prüfkörper nicht statistisch signifikant darunter.

Des Weiteren bedingte das Beschicken der Keramikteile mit einer dünnsschichtigen Keramikverblendung VITA VM® 9 (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Deutschland) den Wert 553 ± 77,2 MPa, welcher sich statistisch signifikant unter der Referenz wie auch signifikant niedriger als ausschließlich mit Liner versehene Probe befanden.

Durch den Gebrauch eines Liners (angemischt mit Aqua destillata) und einer Verblendmasse (VITA VM® 9, Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Deutschland) wurde  $836 \pm 50,2$  MPa erzielt. Dieses Ergebnis unterbot den Referenzwert nicht statistisch signifikant sowie die explorierte Biegebruchlast alleinig mit Liner modifizierter Keramiken statistisch signifikant.

Mittels zehnfacher Belastung mit 500 MPa und konsekutiver Biegebruchlastermittlung wurde gemittelt  $880 \pm 86,9$  MPa gemessen, was im Vergleich zu den Referenzdaten diese nicht statistisch signifikant überschritt.

#### 6.1.5 Weitere Ergebnisse

Der verwendete Liner kam, neben der oben genannten Verwendung (angemischt mit Aqua destillata), auch experimentell mit VITA VM Modelling Liquid (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Deutschland) verarbeitet zum Einsatz, wobei die Biegebruchlastergebnisse ähnlich ausfielen (Heraeus cara process Zr weiss  $996 \pm 90,8$  MPa, R+K Organic Zirkon transluzent  $1016 \pm 210$  MPa). Statistisch lagen diese Werte nicht signifikant über dem Referenzwert und nicht signifikant unter der mit Aqua destillata verwendeten Variante.

Die oben benannten Modifikationen hatten abhängig vom Keramikhersteller einen unterschiedlich starken Einfluss. Am Verhältnis der einzelnen signifikanten p-Werte ermittelt, beeinflusste das Wasserspray-gekühlte Präparieren ( $30 \mu\text{m}$ ) in Bezug auf den Referenzwert die Heraeus cara process Zr weiss-Keramik am stärksten, gefolgt von R+K Organic Zirkon transluzent und VITA In-Ceram® YZ.

Bei einem anschließenden Sintervorgang („Regenerationsbrand“ bei  $1530^\circ\text{C}$ ) war ausschließlich R+K Organic Zirkon transluzent statistisch signifikant beeinflusst.

Im p-Wert-Vergleich dieser beiden Modifikationen war Heraeus cara process Zr weiss am stärksten (relativ), dann Goldquadrat Quattrodisc Zirkon opak  $\varnothing 100$  mm, gefolgt von VITA In-Ceram® YZ und R+K Organic Zirkon transluzent statistisch signifikant modifiziert.

Die Veränderungen durch Bestrahlung mit Korund (unilateral, Körnung 110 µm) zum Referenzwert waren bei Goldquadrat Quattrodisc Zirkon opak Ø 100 mm am signifikant stärksten (relativ), dann folgten VITA In-Ceram® YZ, Heraeus cara process Zr weiss und R+K Organic Zirkon transluzent.

Bei bilateraler Anwendung lag R+K Organic Zirkon transluzent vorn, dahinter standen Goldquadrat Quattrodisc Zirkon opak Ø 100 mm, Heraeus cara process Zr weiss und VITA In-Ceram® YZ.

Die in Relation der p-Werte explorierten Daten zeigten, dass Goldquadrat Quattrodisc Zirkon opak Ø 100 mm am stärksten (statistisch signifikant) von einem „Regenerationsbrand“ (1530 °C) nach der Korundbehandlung (bilateral, 110 µm Korngröße) beeinflusst worden war. Dabei nahm man Bezug auf ausschließlich mit Korund behandelte Prüfkörper. Der Einfluss fiel bei R+K Organic Zirkon transluzent, gefolgt von Heraeus cara process Zr weiss und VITA In-Ceram® YZ geringer aus. In Hinblick auf die Referenzdaten zeigte keine Keramik ein signifikant abweichendes Resultat.

Das Versehen der Keramik mit einem Liner (angemischt mit Aqua destillata) zeigt im Verhältnis zu den Referenzdaten bei R+K Organic Zirkon transluzent den größten Effekt, es schlossen sich Heraeus cara process Zr weiss und VITA In-Ceram® YZ an. Goldquadrat Quattrodisc Zirkon opak Ø 100 mm war in dieser Hinsicht nicht statistisch signifikant verändert.

Verglichen zu den Referenzdaten zeigte Heraeus cara process Zr weiss im Zuge des Verblendens mit VITA VM® 9 die signifikant höchsten Abweichungen. R+K Organic Zirkon transluzent und VITA In-Ceram® YZ folgten. Goldquadrat-Keramiken wurden diesbezüglich nicht untersucht.

Goldquadrat Quattrodisc Zirkon opak Ø 100 mm wies beim Simulieren von Kaubelastungen (10 x 500 MPa) eine statistisch signifikante Beeinflussung bei Bezugnahme zur Referenz auf. Die anderen drei Keramiken unterlagen nicht signifikanten Abweichungen.

Im Vergleich einer bestimmten Modifikation bei unterschiedlichen Herstellern stellten sich die Biegebruchlastwerte wie folgt dar:

nach dem Präparieren mit diamantierten Instrumenten (30 µm) differierten bis auf die im Vergleich von VITA In-Ceram® YZ mit R+K Organic Zirkon transluzent

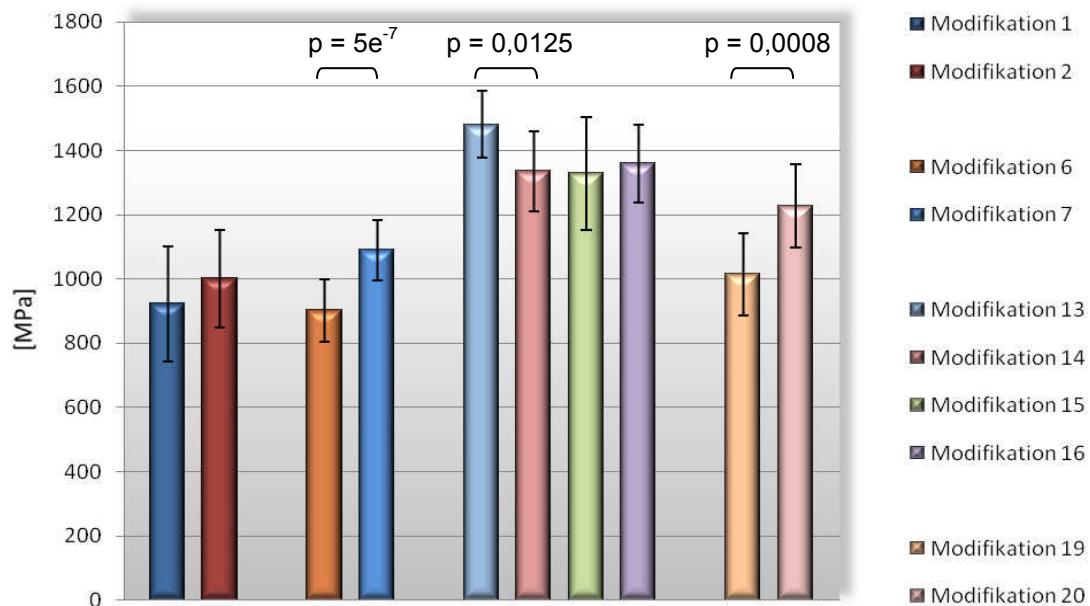
alle weiteren Messdaten in Gegenüberstellungen statistisch signifikant (ANOVA, Tukey-HSD).

Bei der Betrachtung unilateral Korund (110 µm) gestrahlter Prüfkörper ergab nur die Entgegensetzung von Goldquadrat Quattrodisc Zirkon opak Ø 100 mm verglichen mit R+K Organic Zirkon transluzent sowie VITA In-Ceram® YZ mit R+K Organic Zirkon transluzent einen statistisch signifikanten Unterschied der Biegebruchlasten (ANOVA, Tukey-HSD).

Bilateral behandelte Proben zeigten keinerlei statistisch signifikante Abweichungen (ANOVA, Tamhane-T2).

Die Aufsinterung eines Liners führte im Vergleich von Goldquadrat Quattrodisc Zirkon opak Ø 100 mm mit VITA In-Ceram® YZ wie auch mit Heraeus cara process Zr weiss zu nicht statistisch signifikanten Ergebnissen im Drei-Punkt-Biegeversuch. Alle weiteren Gegenüberstellungen ergaben statistisch signifikant unterschiedliche Daten (ANOVA, Tukey-HSD).

Es konnte kein einheitlicher Trend in der Beeinflussung der Biegefestigkeiten durch eine thermozyklische Wechselbelastung (TLW = Temperaturlastwechsel) festgestellt werden. Die Abbildung 6-6 stellt den Zusammenhang zwischen nicht gealterten und im Wechselbad gestressten Prüfkörpern dar. Exemplarisch erwähnt, zeigen die einseitig Korund gestrahlten Prüfkörper reduzierte Werte wohingegen unilateral präparierte wie auch beidseitig gestrahlte Proben erhöhte Ergebnisse nach dem TLW aufweisen.



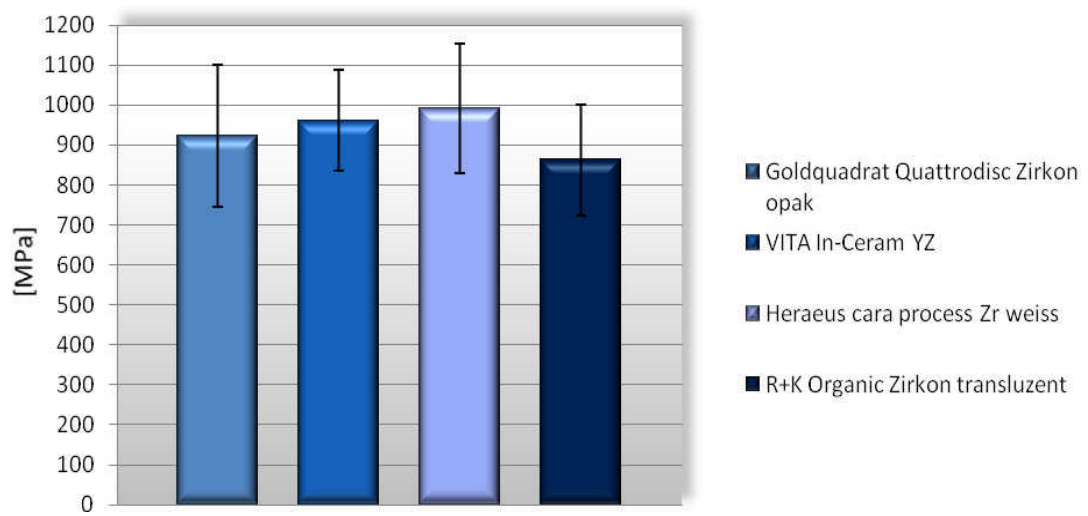
**Abb. 6-6: Biegefestigkeit (Mittelwert, Standardabweichung) nach ISO 6872-2008;**  
**Y-TZP: Goldquadrat Quattrodisc Zirkon opak;**  
**Modifikation 1: unbehandelt**  
**Modifikation 2: unbehandelt + TLW**  
**Modifikation 6: unilateral präpariert (Korngröße 30 µm)**  
**inklusive Wasserspray-Kühlung**  
**Modifikation 7: unilateral präpariert (Korngröße 30 µm)**  
**inklusive Wasserspray-Kühlung + TLW**  
**Modifikation 13: unilateral Korund gestrahlt (Korngröße 110 µm)**  
**Modifikation 14: unilateral Korund gestrahlt (Korngröße 110 µm) + TLW**  
**Modifikation 15: bilateral Korund gestrahlt (Korngröße 110 µm)**  
**Modifikation 16: bilateral Korund gestrahlt (Korngröße 110 µm) + TLW**  
**Modifikation 19: unilateral aufgesinterter Liner**  
**(angemischt mit Aqua destillata)**  
**Modifikation 20: unilateral aufgesinterter Liner**  
**(angemischt mit Aqua destillata) + TLW**  
**Signifikante Abweichungen durch Angabe des p-Wertes verdeutlicht**

## 6.2 Zusammenfassung der Ergebnisse

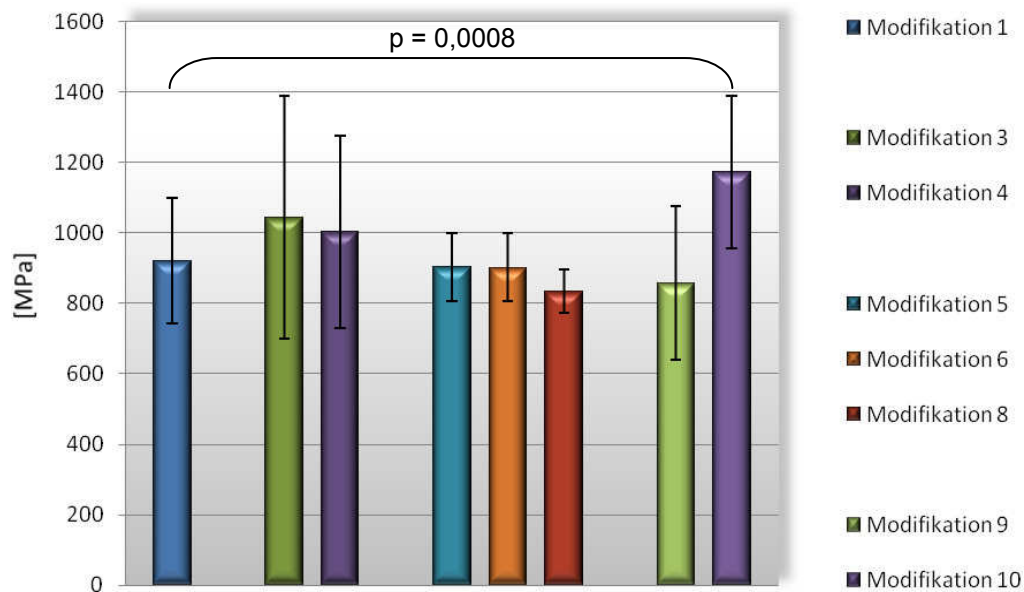
### 6.2.1 Biegefestigkeit und Elastizitätsmodul

Zusammenfassend kann festgehalten werden:

- die Ausgangskeramik Heraeus cara process Zr weiss ist statistisch nicht signifikant am stärksten belastbar (siehe Abbildung 6-7)
- durch die Bearbeitung mit diamantierten Schleifwerkzeugen kommt es in nahezu allen Fällen zu einem Anstieg der Biegefestigkeitswerte, Ausnahmen stellten Goldquadrat Quattrodisc Zirkon opak Ø 100 mm und R+K Organic Zirkon transluzent dar (siehe Abbildung 6-8 bis 6-11)
- die Wärmebehandlung („Regenerationsbrand“ bei 1530 °C) präparierter Proben bedingt in jeder Testserie verminderte Biegefestigkeitswerte (siehe Abbildung 6-8 bis 6-11)
- der Gebrauch unterschiedlich gekörnter Schleifinstrumente bewirkte keine statistisch signifikanten Unterschiede der Biegefestigkeiten (siehe Abbildung 6-8 bis 6-11)
- Korund gestrahlte Keramiken erwiesen sich in allen Untersuchungen als statistisch signifikant stärker beanspruchbar im Drei-Punkt-Biegeversuch, eine Reduktion dieser gesteigerten Biegefestigkeitswerte trat nach einer Wärmebehandlung („Regenerationsbrand“ bzw. Lining respektive Verblendung) ein und sie näherten sich wieder den Ausgangswerten oder fielen geringer aus (siehe Abbildung 6-12 bis 6-18)
- unter Benutzung verschiedener Korngrößen des Korund-Strahlgutes wurden nicht statistisch signifikant voneinander abweichende Biegefestigkeiten exploriert (siehe Abbildung 6-12 bis 6-15)
- die Verwendung eines Liners induzierte nur bei VITA In-Ceram® YZ eine (nicht statistisch signifikante) Verminderung der Biegefestigkeit, bei den drei anderen Testserien resultierten erhöhte Werte (siehe Abbildung 6-19)
- Prüfkörper mit einer kausimulatorischen Mehrfachbelastung (10 x 500 MPa) frakturierten bei nicht statistisch signifikant disparaten Biegefestigkeitswerten (siehe Abbildung 6-21)



**Abb. 6-7: Biegefestigkeit (Mittelwert, Standardabweichung) nach ISO 6872-2008;  
Y-TZP: unterschiedliche Hersteller;  
Prüfkörper: Modifikation 1 (unbehandelt)**



**Abb. 6-8: Biegefestigkeit (Mittelwert, Standardabweichung) nach ISO 6872-2008; Y-TZP: Goldquadrat Quattrodisc Zirkon opak;**

**Modifikation 1:** unbehandelt

**Modifikation 3:** unilateral präpariert (Korngröße 15 µm)

**Modifikation 4:** unilateral präpariert (Korngröße 15 µm)  
inklusive Wasserspray-Kühlung

**Modifikation 5:** unilateral präpariert (Korngröße 30 µm)

**Modifikation 6:** unilateral präpariert (Korngröße 30 µm)  
inklusive Wasserspray-Kühlung

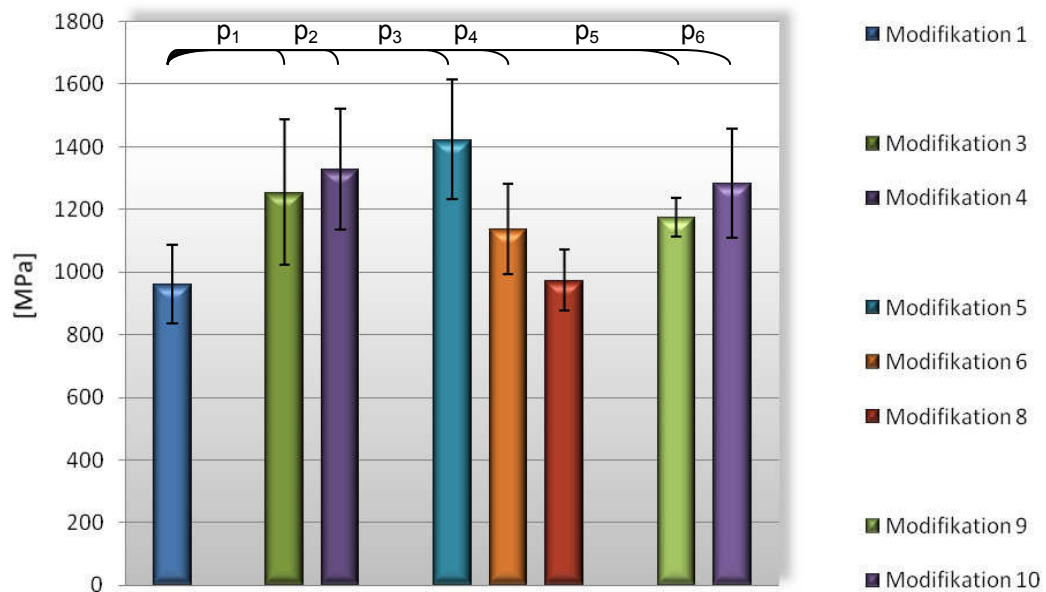
**Modifikation 8:** unilateral präpariert (Korngröße 30 µm)  
inklusive Wasserspray-Kühlung  
+ Nachsintern bei 1530 °C ("Regenerationsbrand")

**Modifikation 9:** unilateral präpariert (Korngröße 100 µm)

**Modifikation 10:** unilateral präpariert (Korngröße 100 µm)  
inklusive Wasserspray-Kühlung

Signifikante Abweichungen durch Angabe des p-Wertes verdeutlicht





**Abb. 6-9: Biegefestigkeit (Mittelwert, Standardabweichung) nach ISO 6872-2008; Y-TZP: VITA In-Ceram YZ; Modifikation 1, 3, 4, 5, 6, 8, 9, 10 entsprechend Abbildung 6-8**

**Signifikante Abweichungen jeweils vom ersten Wert durch Angabe des p-Wertes verdeutlicht (übersichtshalber wird auf die p-Werte verwiesen)**

$$p_1 = 3e^{-5}$$

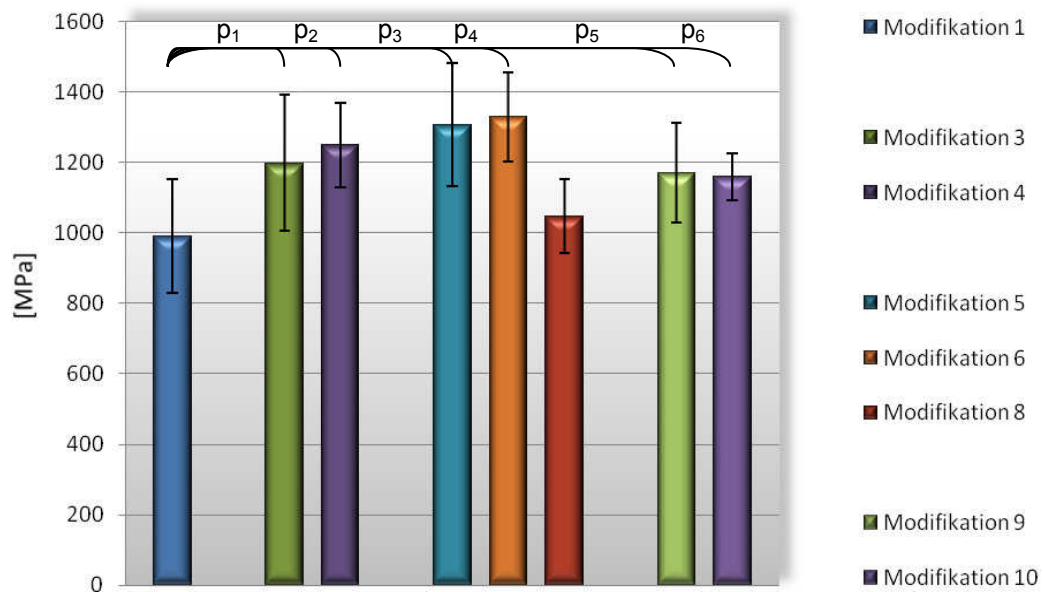
$$p_2 = 7e^{-8}$$

$$p_3 = 2e^{-5}$$

$$p_4 = 0,0009$$

$$p_5 = 1e^{-7}$$

$$p_6 = 4e^{-7}$$



**Abb. 6-10: Biegefestigkeit (Mittelwert, Standardabweichung) nach ISO 6872-2008;  
Y-TZP: Heraeus cara process Zr weiss;  
Modifikation 1, 3, 4, 5, 6, 8, 9, 10 entsprechend Abbildung 6-8**

**Signifikante Abweichungen jeweils vom ersten Wert durch Angabe des p-Wertes verdeutlicht (übersichtshalber wird auf die p-Werte verwiesen)**

$$p_1 = 5e^{-5}$$

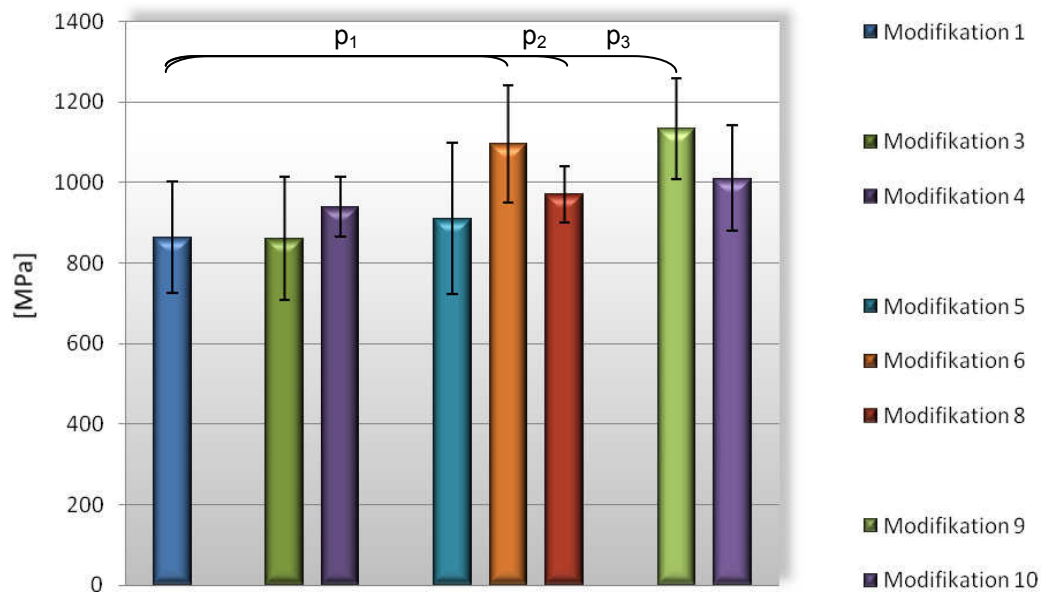
$$p_2 = 6e^{-7}$$

$$p_3 = 8e^{-8}$$

$$p_4 = 6e^{-9}$$

$$p_5 = 9e^{-5}$$

$$p_6 = 6e^{-8}$$



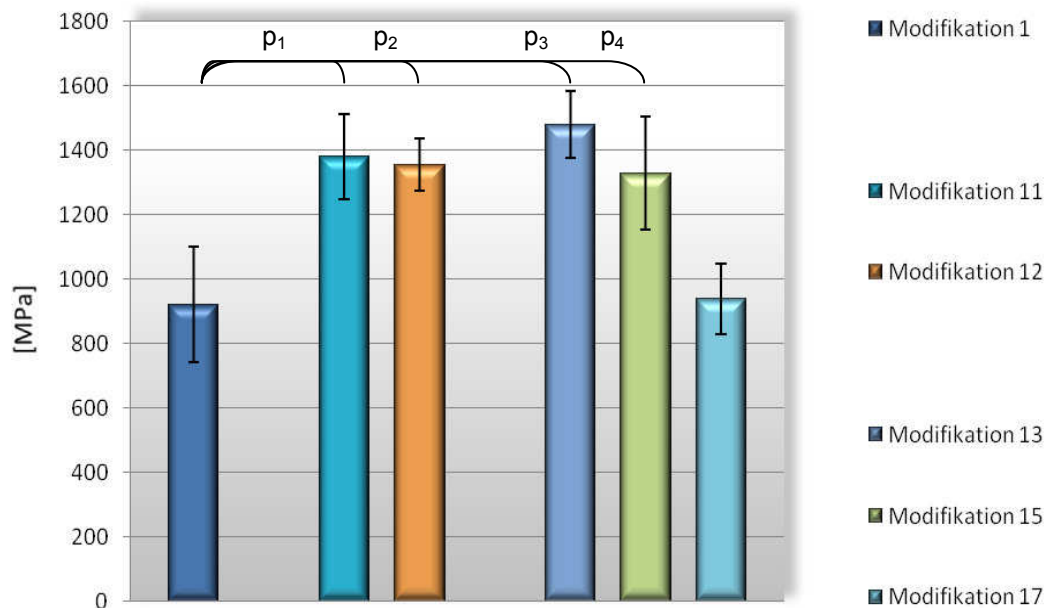
**Abb. 6-11: Biegefestigkeit (Mittelwert, Standardabweichung) nach ISO 6872-2008;  
Y-TZP: R+K Organic Zirkon transluzent;  
Modifikation 1, 3, 4, 5, 6, 8, 9, 10 entsprechend Abbildung 6-8**

**Signifikante Abweichungen jeweils vom ersten Wert durch Angabe des  
p-Wertes verdeutlicht (übersichtshalber wird auf die p-Werte verwiesen)**

$$p_1 = 6e^{-5}$$

$$p_2 = 0,0035$$

$$p_3 = 3e^{-6}$$



**Abb. 6-12: Biegefestigkeit (Mittelwert, Standardabweichung) nach ISO 6872-2008;**

**Y-TZP: Goldquadrat Quattrodisc Zirkon opak;**

**Modifikation 1: unbehandelt**

**Modifikation 11: unilateral Korund gestrahlt (Korngröße 50  $\mu\text{m}$ )**

**Modifikation 12: bilateral Korund gestrahlt (Korngröße 50  $\mu\text{m}$ )**

**Modifikation 13: unilateral Korund gestrahlt (Korngröße 110  $\mu\text{m}$ )**

**Modifikation 15: bilateral Korund gestrahlt (Korngröße 110  $\mu\text{m}$ )**

**Modifikation 17: bilateral Korund gestrahlt (Korngröße 110  $\mu\text{m}$ )  
+ Nachsintern bei 1530 °C ("Regenerationsbrand")**

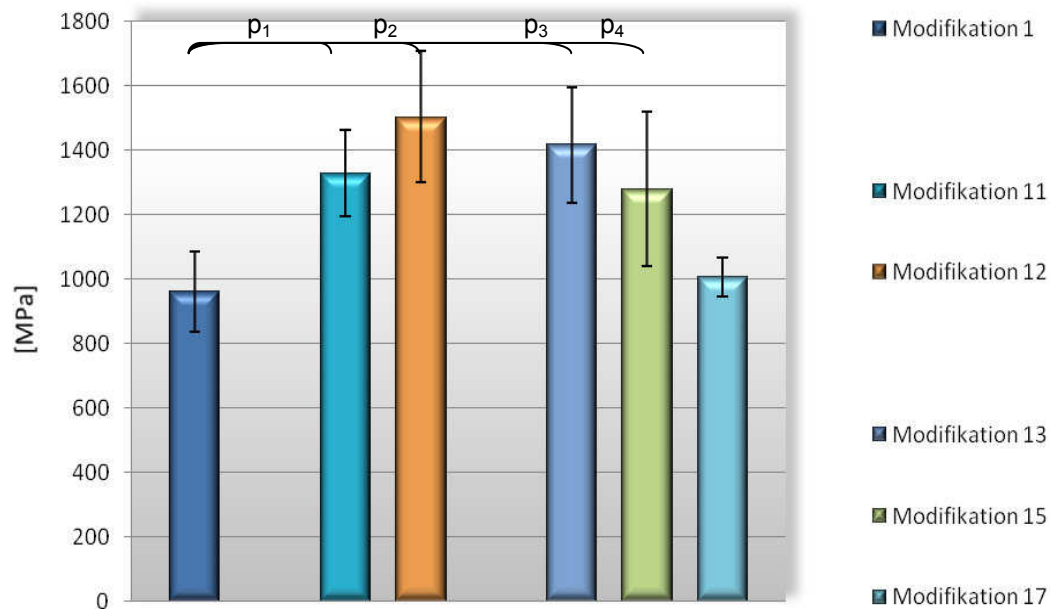
**Signifikante Abweichungen jeweils vom ersten Wert durch Angabe des p-Wertes verdeutlicht (übersichtshalber wird auf die p-Werte verwiesen)**

$$p_1 = 6e^{-9}$$

$$p_2 = 3e^{-8}$$

$$p_3 = 2e^{-11}$$

$$p_4 = 2e^{-10}$$



**Abb. 6-13: Biegefestigkeit (Mittelwert, Standardabweichung) nach ISO 6872-2008;  
Y-TZP: VITA In-Ceram YZ;  
Modifikation 1, 11, 12, 13, 15, 17 entsprechend Abbildung 6-12**

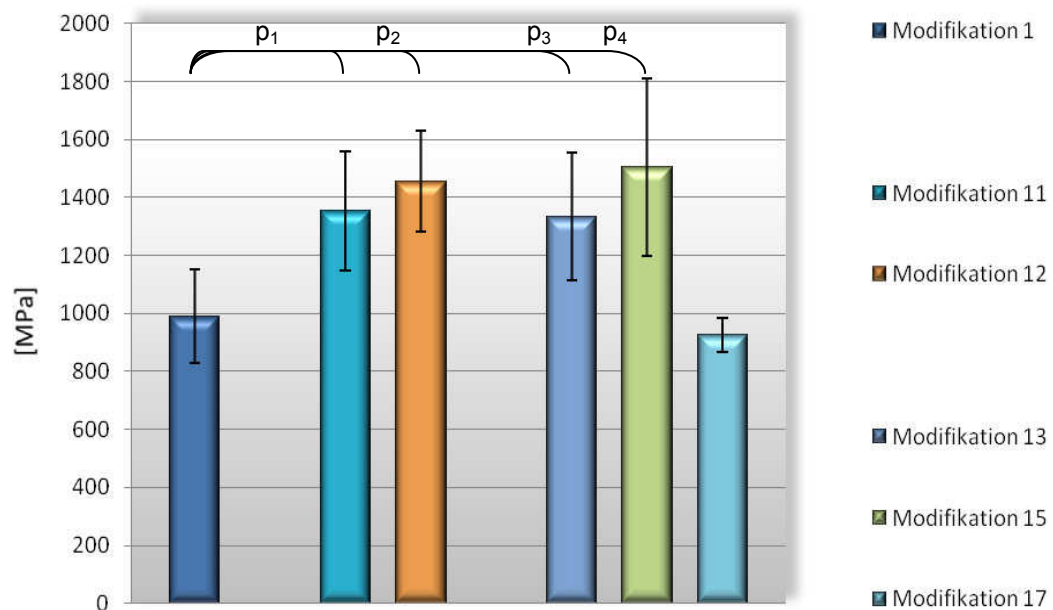
**Signifikante Abweichungen jeweils vom ersten Wert durch Angabe des p-Wertes verdeutlicht (übersichtshalber wird auf die p-Werte verwiesen)**

$$p_1 = 5e^{-9}$$

$$p_2 = 1e^{-5}$$

$$p_3 = 3e^{-10}$$

$$p_4 = 0,0030$$



**Abb. 6-14: Biegefestigkeit (Mittelwert, Standardabweichung) nach ISO 6872-2008;**

**Y-TZP: Heraeus cara process Zr weiss;**

**Modifikation 1, 11, 12, 13, 15, 17 entsprechend Abbildung 6-12**

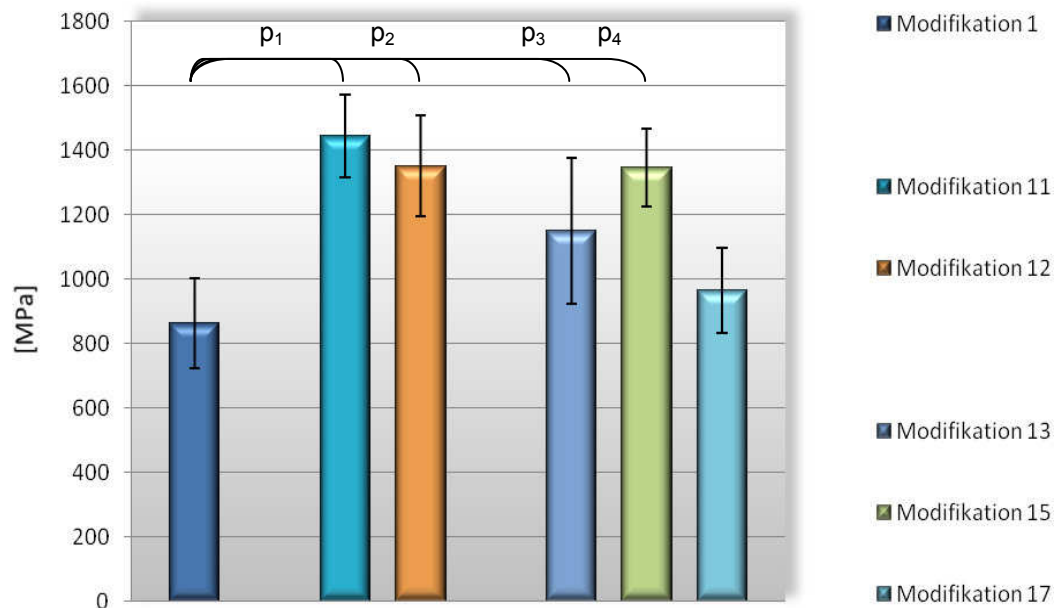
**Signifikante Abweichungen jeweils vom ersten Wert durch Angabe des p-Wertes verdeutlicht (übersichtshalber wird auf die p-Werte verwiesen)**

$$p_1 = 2e^{-8}$$

$$p_2 = 2e^{-11}$$

$$p_3 = 2e^{-7}$$

$$p_4 = 0,0002$$



**Abb. 6-15: Biegefestigkeit (Mittelwert, Standardabweichung) nach ISO 6872-2008;**

**Y-TZP: R+K Organic Zirkon transluzent;**

**Modifikation 1, 11, 12, 13, 15, 17 entsprechend Abbildung 6-12**

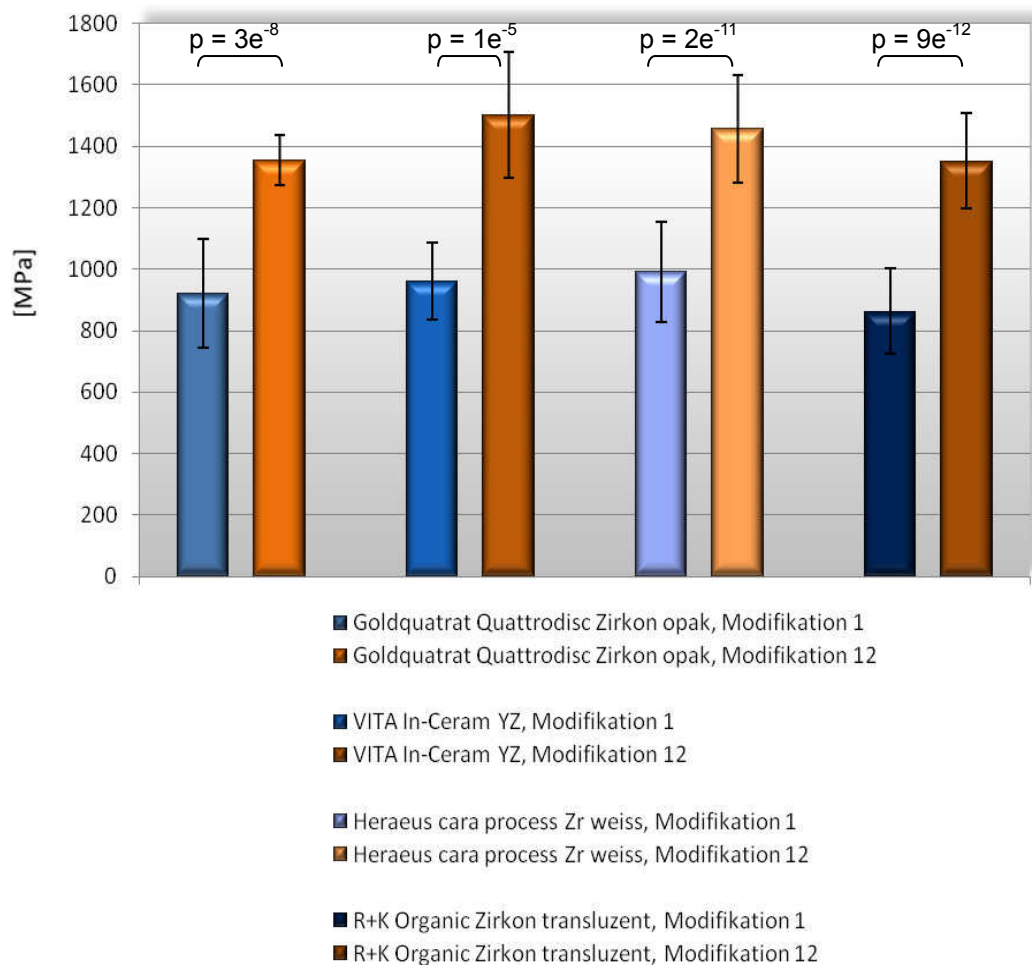
**Signifikante Abweichungen jeweils vom ersten Wert durch Angabe des p-Wertes verdeutlicht (übersichtshalber wird auf die p-Werte verwiesen)**

$$p_1 = 1e^{-14}$$

$$p_2 = 9e^{-12}$$

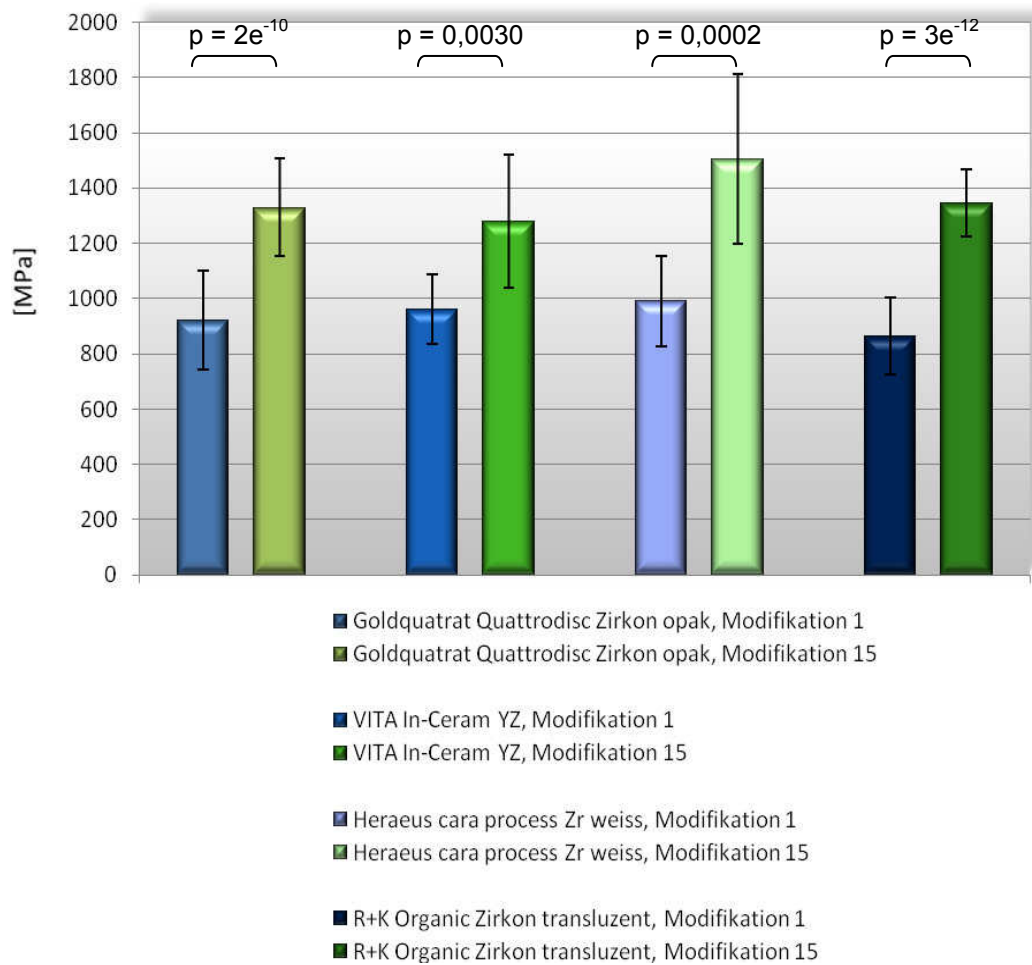
$$p_3 = 0,0041$$

$$p_4 = 3e^{-12}$$

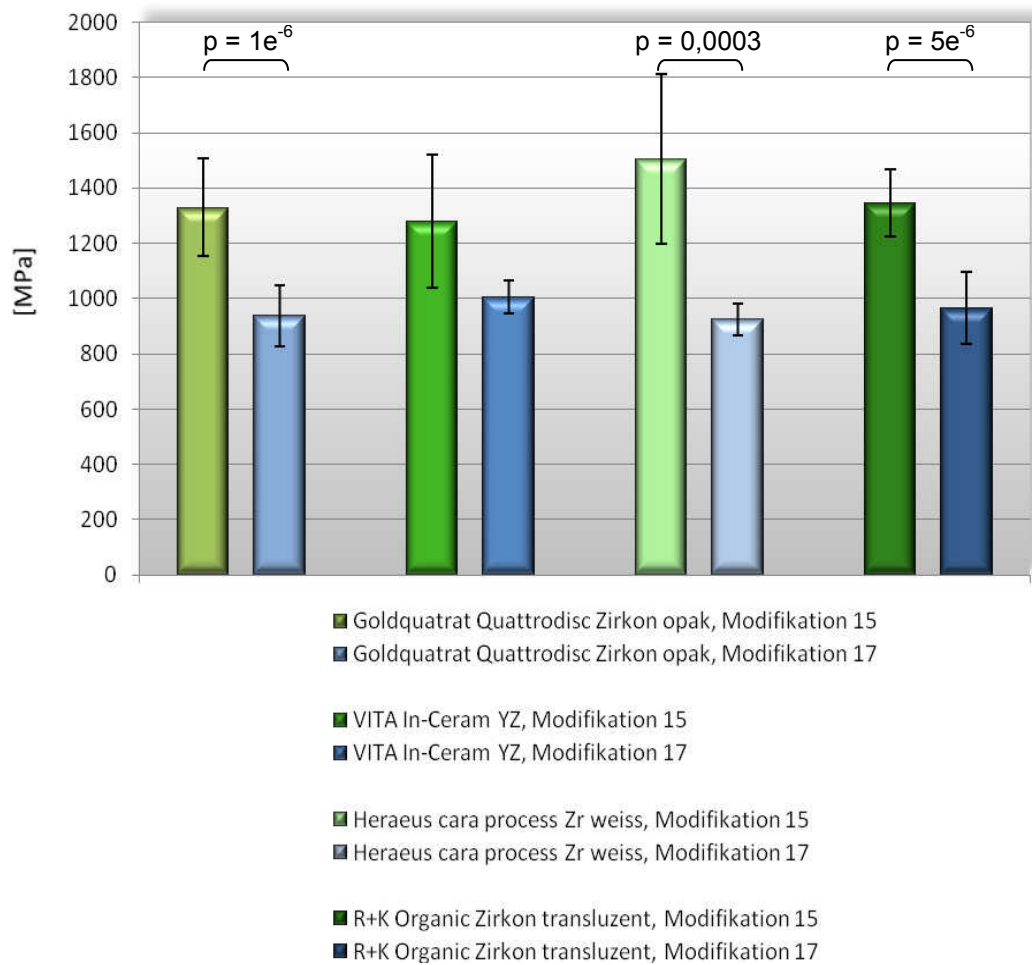


**Abb. 6-16: Biegefestigkeit (Mittelwert, Standardabweichung) nach ISO 6872-2008; Y-TZP: unterschiedliche Hersteller;**  
**Prüfkörper: unbehandelt vs. bilateral Korund gestrahlt (Korngröße 50 µm)**  
**Modifikation 1: unbehandelt**  
**Modifikation 12: bilateral Korund gestrahlt (Korngröße 50 µm)**  
**Signifikante Abweichungen durch Angabe des p-Wertes verdeutlicht**





**Abb. 6-17: Biegefestigkeit (Mittelwert, Standardabweichung) nach ISO 6872-2008; Y-TZP: unterschiedliche Hersteller;**  
**Prüfkörper: unbehandelt vs. bilateral Korund gestrahlt (Korngröße 110 µm)**  
**Modifikation 1: unbehandelt**  
**Modifikation 15: bilateral Korund gestrahlt (Korngröße 110 µm)**  
**Signifikante Abweichungen durch Angabe des p-Wertes verdeutlicht**



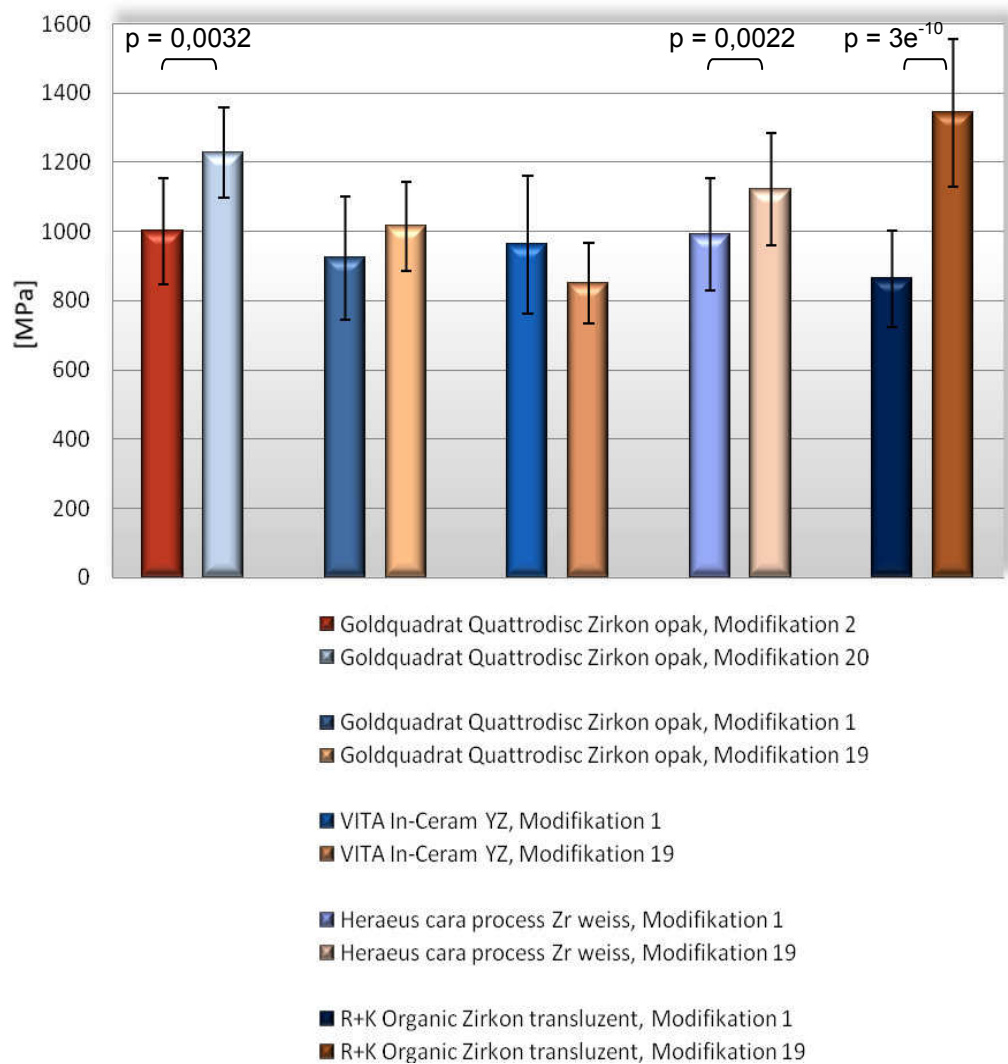
**Abb. 6-18: Biegefestigkeit (Mittelwert, Standardabweichung) nach ISO 6872-2008; Y-TZP: unterschiedliche Hersteller;**

**Prüfkörper:** bilateral Korund gestrahlt (Korngröße 110  $\mu\text{m}$ ) vs. bilateral Korund gestrahlt (Korngröße 110  $\mu\text{m}$ ) + Nachsintern bei 1530 °C ("Regenerationsbrand")

**Modifikation 15:** bilateral Korund gestrahlt (Korngröße 110  $\mu\text{m}$ )

**Modifikation 17:** bilateral Korund gestrahlt (Korngröße 110  $\mu\text{m}$ ) + Nachsintern bei 1530 °C ("Regenerationsbrand")

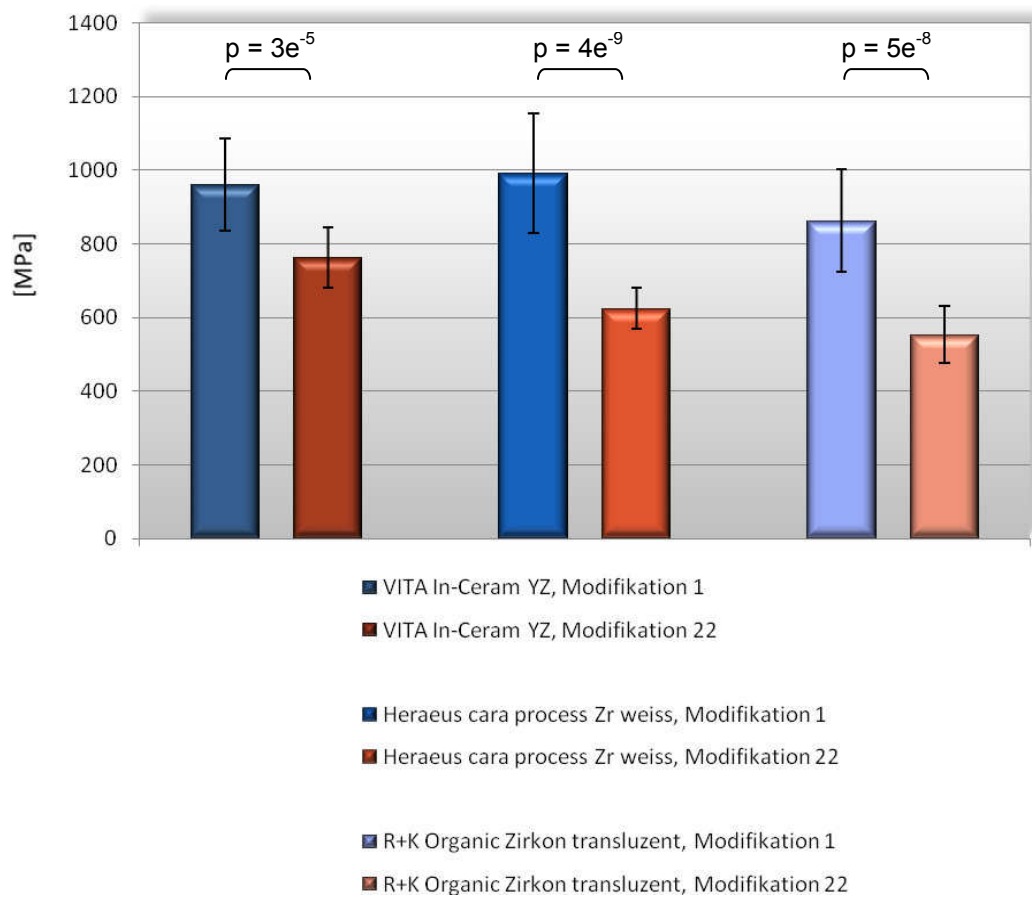
**Signifikante Abweichungen durch Angabe des p-Wertes verdeutlicht**



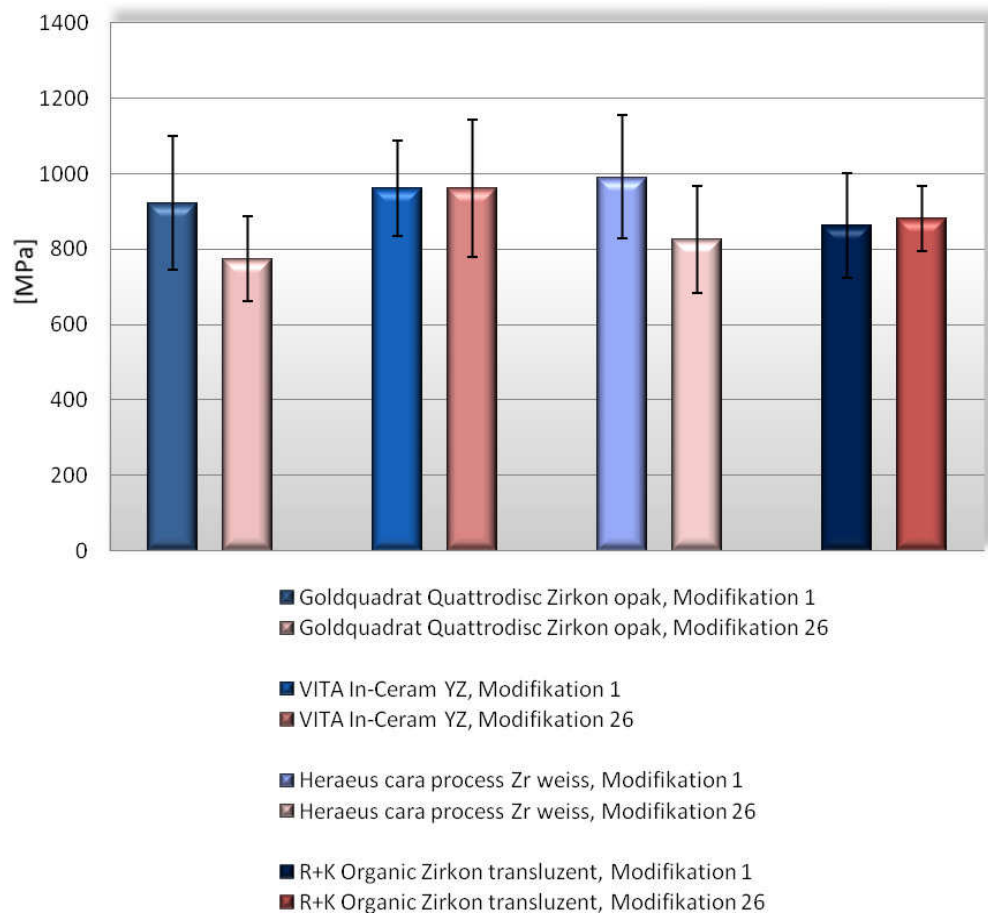
**Abb. 6-19: Biegefestigkeit (Mittelwert, Standardabweichung) nach ISO 6872-2008; Y-TZP: unterschiedliche Hersteller; Prüfkörper: unbehandelt vs. unilateral aufgesinterter Liner (angemischt mit a. dest.)**

**Modifikation 1: unbehandelt**  
**Modifikation 2: unbehandelt + TLW**  
**Modifikation 19: unilateral aufgesinterter Liner (angemischt mit a. dest.)**  
**Modifikation 20: unilateral aufgesinterter Liner (angemischt mit a. dest.) + TLW**

Signifikante Abweichungen durch Angabe des p-Wertes verdeutlicht



**Abb. 6-20: Biegefestigkeit (Mittelwert, Standardabweichung) nach ISO 6872-2008; Y-TZP: unterschiedliche Hersteller;**  
**Prüfkörper: unbehandelt vs. unilateral mit VM® 9 verblendet**  
**Modifikation 1: unbehandelt**  
**Modifikation 22: unilateral mit VM® 9 verblendet**  
**Signifikante Abweichungen durch Angabe des p-Wertes verdeutlicht**

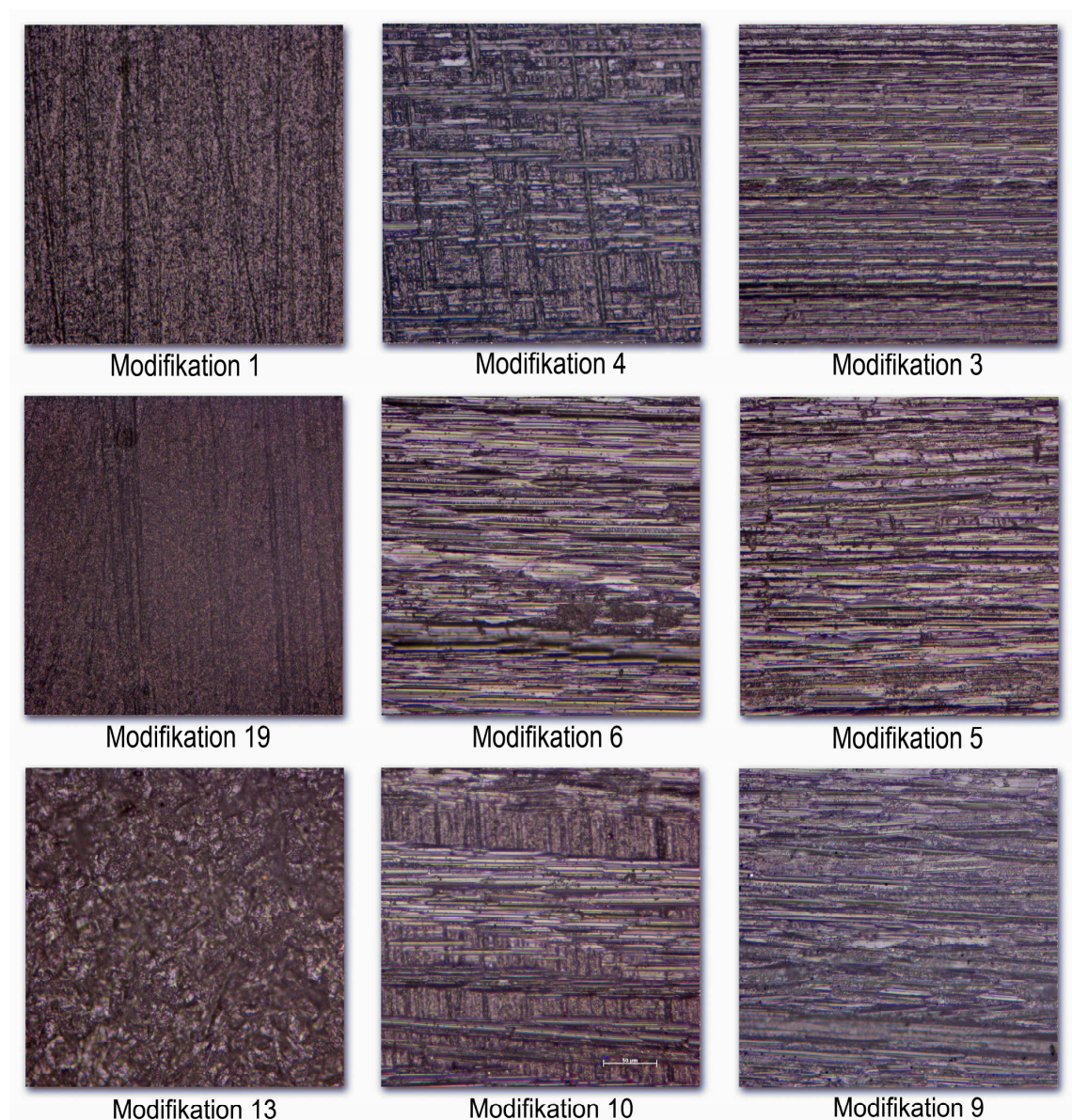


**Abb. 6-21: Biegefestigkeit (Mittelwert, Standardabweichung) nach ISO 6872-2008;**  
**Y-TZP: unterschiedliche Hersteller;**  
**Prüfkörper: unbehandelt vs. kausimulatorisch mehrfach belastete Keramiken;**  
**Modifikation 1: unbehandelt**  
**Modifikation 26: Vorbelastung von 10 x 500 MPa**

Die Elastizitätsmodule schwankten zwischen 84000 MPa und 169000 MPa (siehe Tab. 9-2). Der niedrigste Wert gehörte zu VITA In-Ceram<sup>®</sup> YZ-Prüfkörpern, die nach Bestrahlung mit Korund (unilateral, 110 µm Korngröße) einen Liner und anschließend eine VITA VM<sup>®</sup> 9-Verblendung aufgesintert bekamen. Den höchsten Elastizitätsmodul lieferten ebenfalls VITA In-Ceram<sup>®</sup> YZ-Probekörper, welche aber nach der Korundbehandlung (bilateral, 110 µm Korngröße) einem akzessorischen Sintervorgang ("Regenerationsbrand" bei 1530 °C) unterzogen wurden.

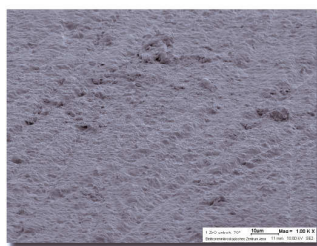


In den Abbildungen 6-22 und 6-23 sind diverse oberflächenmodifizierte Keramiken illustriert. Erstere entstammen lichtmikroskopischen Analysen, letztere sind rasterelektronenmikroskopische Aufnahmen. Sichtbare Schleifspuren aufgrund von Präparationsvorgängen, Zerklüftungen und kraterartige Vertiefungen nach Korundbehandlung verdeutlichen das Ausmaß der oberflächenmodifizierenden Einflüsse.

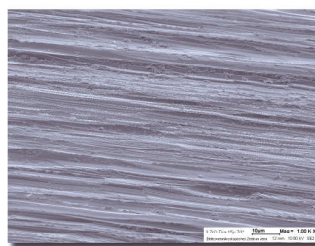


**Abb. 6-22:** Lichtmikroskopische Darstellung disparat bearbeiteter Keramiken bei einer 200fachen Vergrößerung (Hellfeld (HF)) (Axiotech (Carl Zeiss, Jena, Deutschland)); Y-TZP: VITA In-Ceram YZ; weiter siehe nächste Seite!

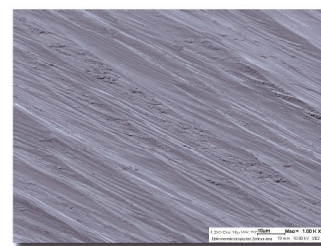
<b>Modifikation 1:</b>	<b>unbehandelt</b>
<b>Modifikation 3:</b>	<b>unilateral präpariert (Korngröße 15 µm)</b>
<b>Modifikation 4:</b>	<b>unilateral präpariert (Korngröße 15 µm)</b>
	<b>inklusive Wasserspray-Kühlung</b>
<b>Modifikation 5:</b>	<b>unilateral präpariert (Korngröße 30 µm)</b>
<b>Modifikation 6:</b>	<b>unilateral präpariert (Korngröße 30 µm)</b>
	<b>inklusive Wasserspray-Kühlung</b>
<b>Modifikation 9:</b>	<b>unilateral präpariert (Korngröße 100 µm)</b>
<b>Modifikation 10:</b>	<b>unilateral präpariert (Korngröße 100 µm)</b>
	<b>inklusive Wasserspray-Kühlung</b>
<b>Modifikation 13:</b>	<b>unilateral Korund gestrahlt (Korngröße 110 µm)</b>
<b>Modifikation 19:</b>	<b>unilateral aufgesinterter Liner (angemischt mit a. dest.)</b>



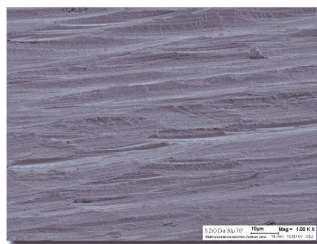
Modifikation 1



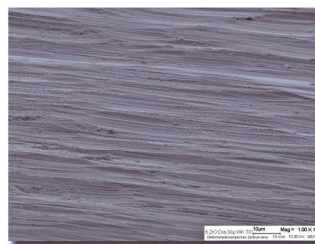
Modifikation 3



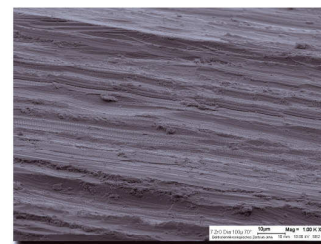
Modifikation 4



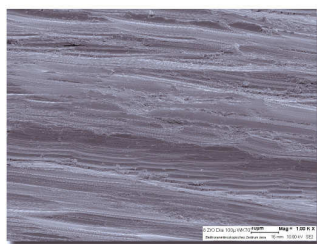
Modifikation 5



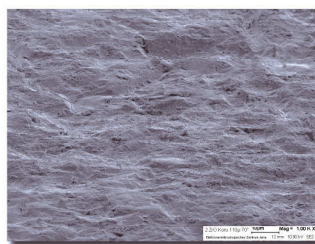
Modifikation 6



Modifikation 9



Modifikation 10



Modifikation 13

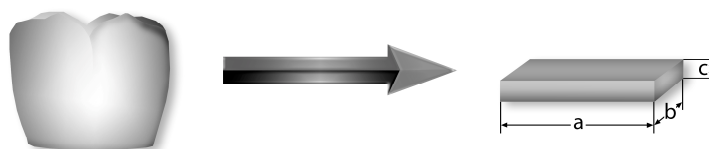
**Abb. 6-23:** Rasterelektronenmikroskopische Darstellung disparat bearbeiteter Keramiken bei einer 1000fachen Vergrößerung, 70 ° (LEO 1530 Gemini (LEO / Zeiss, Oberkochen, Deutschland)); Y-TZP: VITA In-Ceram YZ; Modifikation 1, 3, 4, 5, 6, 9, 10, 13 entsprechend Abbildung 6-22

## 7. Diskussion

Das Interesse für Keramikmaterialien im Sinne eines naturgetreuen Restaurationswerkstoffs beinhaltet nicht nur den Wunsch, dem Original in Farbe weitgehend nachzukommen, sondern schließt auch ausgesprochen hohe mechanische Eigenschaften mit ein. Diesbezüglich bestehen eine Vielzahl von Einflussfaktoren, wodurch diese Qualitäten manipuliert werden können. Schon während des Herstellungsprozesses können sich materialimmanente Irregularitäten ergeben, da Produktionsschwankungen und Mikrodefekte nicht immer vermeidbar sind. Darüber hinaus ist der weiteren Verarbeitung im Fertigstellungsprozess der Restauration sowie deren praktischer Anwendung großer Stellenwert beizumessen. Letztendlich bestimmen in vivo die stetig einwirkenden Belastungen in der Summe mit werkstoffinhärenten Schwachstellen über Erfolg und Misserfolg des Therapiemittels.

### 7.1 Diskussion der Methodik

Innerhalb dieses Diskurses wurden Yttriumoxid-stabilisierte tetragonale polykristalline Zirkoniumdioxidkeramiken auf ihre mechanischen Eigenschaften getestet. In der Praxis als Gerüstwerkstoff dienend, weisen sie dabei einen komplexen Aufbau im Sinne einer dentalen Restauration auf (Kuliš 2006). Der Nachteil dabei besteht in schwer zu standardisierbaren Messergebnissen. In der vorliegenden Arbeit wurden Prüfkörper mit definierten Maßen verwendet, wie in Abbildung 7-1 dargestellt ist. Somit ist es möglich, die Ergebnisse mit Angaben in der Literatur zu vergleichen.



**Abb. 7-1: Prüfkörper mit vereinfachter und definierter Form ermöglichen standardisierbare Messungen; Maße a, b und c: siehe Kapitel 5.1.1**



Die Probekörperherstellung bestand aus mehreren Teilaspekten. Zu Beginn wurden die gelieferten, teilgesinterten Y-TZP-Discs in Prüflinge segmentiert (Exakt Apparatebau GmbH & Co. KG, Norderstedt, Deutschland). Mögliche Bearbeitungsspuren und -schäden könnten sich im Versuch als Ausgangspunkt unterkritischer Rissfortpflanzung produzieren (Reich 2009; Geis-Gerstorfer und Fäßler 1999). Um diesen Umstand bestmöglich zu inhibieren, wurden die Weißkörper vor dem Sintervorgang auf definierte Abmessungen, entsprechend der Sinterkontraktion (~ 20 bis 25 %) vergrößert hergestellt. Mit Siliziumkarbid-schleifpapier SIC 1200 (Struers GmbH, Willich, Deutschland) wurde eine gleichmäßig glatte Oberfläche erzeugt. Konsekutiv waren die nach dem Sintervorgang einwirkenden mechanischen und chemischen Kräfte für die ermittelten Messdaten relevant (u. a. Abbildungen siehe Kapitel 6, Tabellen siehe Anhang). Im Idealfall gewährleistete eine programmierte Temperatur-Zeit-Führung gleichmäßige Sinterbedingungen im Hochtemperatur-Elevatorenofen und im Sinterofen Multimat Mach 2. Schwebke (2002) gibt an, dass es in Dental-keramiköfen trotz einprogrammierter Brenntemperaturen zu Abweichungen in der Brandführung kommen kann. Die daraus resultierenden sogenannten zufälligen Fehler sind unvermeidbar und als solche nicht vorhersagbar. Konsekutive Mikrostrukturabwandlungen hätten veränderte mechanische Eigenschaften zur Folge (Schwebke 2002). Lawson (1995) beschreibt die Auswirkung unterschiedlicher Korngrößen auf die Transformation der tetragonalen in die monokline Phase. Hierbei bedingt eine niedrigere Brenntemperatur einen reduzierten Durchmesser der Teilchen, was sich wiederum auf die Alterungsresistenz positiv auswirkt. Tsukuma et al. (1984) berichteten in ähnlicher Weise über diesen Zusammenhang. Watanabe et al. (1984) brachten weiterführend die Kausalität der Korngröße und des Gehaltes an Stabilisator ( $Y_2O_3$ ) zum Ausdruck, wobei eine Vergrößerung von  $0,2\ \mu m$  auf  $0,6\ \mu m$  eine gesteigerte Konzentration mit sich führte und damit eine erhöhte Resistenz gegenüber Phasenumwandlungen und Alterung aufwiesen. Lawson (1993) hingegen stand der Aussage einer vermehrten Phasenstabilität durch eine Konzentrationserhöhung von  $Y_2O_3$  revozierend gegenüber. Dieser komplexe Sachverhalt ist außerdem durch die Verteilung des stabilisierenden Additivums ( $Y_2O_3$ ) beeinflusst. Ist diese unregelmäßig, besteht die Möglichkeit durch

auftretende Spannungen innerhalb des Kristallgitters die Umwandlung zwischen den Kristallphasen (wie oben beschrieben) zu begünstigen (Lawson 1995; Ruhle et al. 1984; Schmauder und Schubert 1986). Analysen von Yoshimura (1988) zeigten, dass die Transformation ausgehend von Oberflächenschichten eine Progression ins Innere der Keramik vollzieht. Letztendlich muss man mit einer verminderten Widerstandskraft gegenüber Alterungsvorgängen rechnen. Guazzato et al. (2004a, b) stellten weiterhin fest, dass materialimmanente Porositäten und Gefügeunterschiede zu Ergebnisdifferenzen führen können. Aus besagten Gründen wurde im Zuge der Datenakquise stets innerhalb einer Brandgruppe eine Referenzgruppe unbehandelter Proben mitgesintert und parallel getestet. Diese umfassten im Gegensatz zur üblichen Anzahl einer Untersuchungsreihe (zehn Testobjekte) 6 Prüflinge, da sie als Indikatoren für Inhomogenitäten in der Herstellung dienten, folglich sich auch in kleineren Testdurchläufen darstellen lassen würden. Die ermittelten leicht variierenden Messergebnisse, welche in Abb. 6-5 ersichtlich sind, könnten in diesen Temperaturführungsdiskrepanzen sowie Irregularitäten mit all ihren Auswirkungen begründet sein.

Die weiteren Schritte zur Herstellung der Prüfkörper verliefen unter möglichst normierten und praxisnahen Bedingungen. Hierbei wurden Bearbeitungen mit fabrikneuen diamantierten Schleifinstrumenten bei identischer Drehzahl (40.000 U/min), geringem Anpressdruck und falls erforderlich, einer konstanten Wasserspray-Kühlung (50 ml/min) vorgenommen (Coldea et al. 2009; Rosentritt et al. 2006; Hoffmann 2009a; Hoffmann 2009b; Pospiech 2010). Des Weiteren wurde das Korundstrahlgut mit konstanten 2,5 bar Strahldruck und einem Abstand von 1,5 cm zum Objekt durchgeführt.

Um die Prüfkörpermaße nach Möglichkeit nur geringfügig zu verändern, wurden die aufgetragenen Werkstoffe (Liner, Verblendmaterialien) nur dünn appliziert. Eine Veränderung der Maße konnte vernachlässigt werden.

Resümierend ist festzustellen, dass während des gesamten Verarbeitungsprozesses stets auf eine einheitliche, respektive präzise Behandlung Wert gelegt wurde, um reproduzierbare Daten eruieren zu können.

Die im stomatognathen System einwirkenden Kaukräfte reichen von 50 N bis 250 N (normale Mastikation), wohingegen 800 bis 900 N (Seitenzahnbereich, Parafunktionen) von Oxidkeramiken, wie die hier untersuchte, problemlos toleriert werden (Filser et al. 2002; Hoffmann 2009b; Kelly 1997). Baltzer und Kaufmann-Jonian (2003) ermittelten, dass längere Belastungen von Oxidkeramiken durch den oben beschriebenen Mechanismus des unterkritischen Risswachstums eine Reduktion der Dauerfestigkeit um circa 50 % induzieren können, wobei Zirkoniumdioxid nicht betroffen war. Hierbei besteht ein weiterer Vorteil, dass Yttriumoxid-stabilisiertes tetragonales polykristallines Zirkoniumdioxid herausragend hohen Belastungswerten widersteht und folglich auch nach Dauerbelastungen noch praxistauglich ist. Um diese Aussage zu prüfen und solch eine multiple Belastung in vitro zu simulieren, wurde die Keramik vor dem katastrophalen Bruch zehnmalig mit 500 MPa belastet. Die partiell resultierenden erniedrigten Ergebnisse sprechen für die Existenz dieses Mechanismus auch bei Y-TZP (siehe Abb. 6-21). Im Idealfall führt ein sich entwickelnder Riss zu einer Phasentransformation in dessen Umgebung, was wiederum dessen Fortschreiten unterdrückt. Durch die hier auftretenden Mehrfachstressungen kann sich die Fraktur fortpflanzen. Die ermittelte Diskrepanz zu den unbelasteten Prüfkörpern war sehr gering, was dafür spricht, dass erst länger andauernde Belastungszyklen zu flagrant negierenden Resultaten führen. Dafür erforderliche Tests könnten aus Prüfprotokollen mit beispielsweise  $1,2 \times 10^6$  Kauzyklen bestehen und einer einwirkenden Kraft von 50 N mit variierendem Kraftangriffswinkel (Seidel 2007). Anhand solcher Verfahren wäre man in der Lage in kurzer Zeit eine intraorale Einsatzdauer von 5 Jahren zu simulieren.

Neben den Kaukräften wirken intraoral Nahrungsbestandteile mit Temperaturspitzen von 4 °C ( $\pm 1$  °C) bis 65 °C ( $\pm 1$  °C) transient auf die Materialien ein (Addison et al. 2003). Folglich treten thermisch induzierte Spannungen innerhalb der Keramik auf (Lawson 1995; Shimada et al. 1984). Ein weiterer Aspekt stellt die Feuchtigkeit in der Mundhöhle dar. Die permanente Existenz von Wassermolekülen führt zu deren Inkorporation in geöffnete Gitterbindungsstellen (Borchers et al. 2010). Winnubst und Burggraaf (1988) beschrieben eine Reaktion von Wasser mit dem stabilisierenden Yttriumoxid aus oberflächen-

nahen Schichten zu Yttriumhydroxid ( $\alpha\text{-Y}(\text{OH})_3$ ). Solche Prozesse laufen sehr langsam ab, aber durch die Konstellation einer kritischen Zusammensetzung der Keramikpartikel sowie Korngröße ist eine spontane Phasenumwandlung initiiert. Energetisch wird dabei die Barriere, welche für die Phasentransformation zu überwinden ist, reduziert, was schließlich zu einer verminderten Belastbarkeit führt (Morena et al. 1986). Die Kombination dieser in vivo manipulierenden Kräfte (mechanische, thermische und humide Einflüsse) führt zur Alterung. Damit in Verbindung stehende Begriffe sind Spannungsrisskorrosion und low temperature degradation (LTD) (Borchers et al. 2010; Piconi und Maccauro 1999; Sato und Shimada 1985; Yoshimura et al. 1987; Guo 2004; Hirano 1992). Die Durchführung eines thermozyklischen Wechselbelastversuchs erlaubte es, die Prüfkörper im Laufe dieses Tests mit solchen Umgebungsbedingungen konfrontieren zu können. Mit Hilfe der ermittelten Daten ist es möglich eine Tendenz, ob das Material mehr oder weniger strapazierbar ist, für eine Langzeitprognose zu geben, jedoch verglichen mit klinischen Langzeituntersuchungen sind sie bei weitem nicht so aussagekräftig. Ergo kann man die Daten eines Temperaturlastwechsels nur hypothetisch auf eine definierte intraorale Funktionsdauer beziehen (Göbel und Welker 1996). Im konkreten Fall dieser Untersuchungen wurden nur Prüfkörper aus Goldquadrat Quattrodisc Zirkon opak einer thermozyklischen Wechselbelastung unterzogen. Es ist anzunehmen, dass ähnliche Resultate auch mit Zirkoniumdioxid-Keramiken anderer Produzenten erhalten werden.

Der praktizierte Drei-Punkt-Biegeversuch wurde entsprechend der EN ISO 6872:2008 (D) durchgeführt. Durch die exakte Positionierung inklusive Kontrolle einer gleichmäßigen Prüfkörperauflage sowie computergesteuerte Testabläufe konnten weitere Fehlerquellen ausgeschlossen werden. Alternative Messverfahren, wie der Vier-Punkt-Biegetest oder der biaxiale Versuch, würden durch eine andere Kraftverteilung abweichend niedrigere Bruchlastwerte vermuten lassen. Die gemessenen Daten sind auf die jeweilige Prüfmethode zu beziehen und könnten nicht in direkter Gegenüberstellung ausgewertet werden (Fischer et al. 2008). Fischer et al. (2008) erachten in einer Studie den Drei-Punkt-Biegeversuch für die Exploration der Biegefestigkeit als nutzvoll, empfehlen jedoch die Anwendung des Vier-Punkt-Biegetests für exaktere

Ergebnisse. Diese Forderung zu überprüfen, könnte Gegenstand weiterer Forschungen sein.

Neben den ermittelten Biegebruchlastwerten des Drei-Punkt-Biegeversuchs illustrieren auch die angefertigten licht- und rasterelektronenmikroskopischen Aufnahmen die Oberflächenmodifikationen inklusive produzierter Defekte und Topografien. Auch Coldea et al. (2009) sprachen von visualisierten Ausrissen, vermeintlich gestreckten Keramikpartikeln sowie Rillen und Mikrorissbildung. Die Substanzdefekte lassen sich durch die keramikimmanente Sprödigkeit legitimieren, da eine plastische Deformation nahezu auszuschließen ist (Coldea et al. 2009). Bei mit Korund behandeltem Proben liegt eine gleichmäßig zerrufte Oberfläche vor (Abb. 6-22 und 6-23) (Coldea et al. 2009).

Im weiteren Verlauf der Untersuchungen wurden die explorierten Biegefestigkeiten statistisch ausgewertet. Dabei wurde auf die statistische Analyse der Elastizitätsmodule verzichtet, da diese wie oben beschrieben modifikationsbedingte Veränderungen zeigten, aber die Biegebruchlastergebnisse zur Formulierung der Konsequenzen expressiv waren. In diversen Gegenüberstellungen wurden unterschiedliche Veränderungen verglichen, da im Labor- und Praxisgebrauch eine höhere Oberflächenrauigkeit für bessere Haftergebnisse sprach (Phark et al. 2009; Kern 2011). Diese durch Präparations- oder Abstrahlmaßnahmen erreichbaren Variationen stellen einen möglichen Aspekt in der Verarbeitung von Oxidkeramiken dar, weil ein Ätzworgang mit Flusssäure respektive Ammoniumbifluorid nicht wie beim Gebrauch von Glaskeramiken zum gewünschten mikroretentiven Oberflächenmuster führen würde (Hellwig et al. 2007; Janda 2009; Reaney et al. 2008).

Im Hinblick auf den Verbund von oxidkeramischen Gerüstwerkstoffen mit Verblendmineralmassen bestand lange Zeit die Auffassung, die Fügestellen anzurauen. Aus heutiger Sicht distanziert man sich von dieser Forderung, da keine signifikanten Unterschiede innerhalb der Verbundfestigkeiten gestrahlter und nicht gestrahlter Prüfkörper feststellbar waren (Janda 2009).

Da in den meisten Fällen mechanische Nachbearbeitungen nicht zu vermeiden sind, empfehlen Hersteller von Hochleistungskeramiken, mit Hilfe eines Regenerationsbrandes aufgetretene monokline Phasenanteile und Kristallgitterverspannungen in die tetragonale Form zurück zu führen (Coldea et al. 2009).

Unter dieser Zielstellung wurden einige der Prüfkörper nachträglich ein weiteres Mal gesintert und resignierten bei teilweise statistisch signifikant niedrigeren Belastungswerten (siehe Abb. 6-8 bis 6-15, 6-18). Zur besseren Verdeutlichung dieses Effektes wurden bilateral Korund gestrahlte Proben eingesetzt. Coldea et al. (2009) präzisierten, dass nach dem Sintervorgang zwar die Transformation aber nicht die bearbeitungsinduzierten Mikrorisse beseitigt wurden. Sie und andere (Pospiech 2010; Luthardt et al. 2002) sprechen sich ganz klar für einen Sintervorgang bei circa 1000 °C aus und raten zusätzlich zu Poliermaßnahmen, um die Oberflächentopografie zu optimieren.

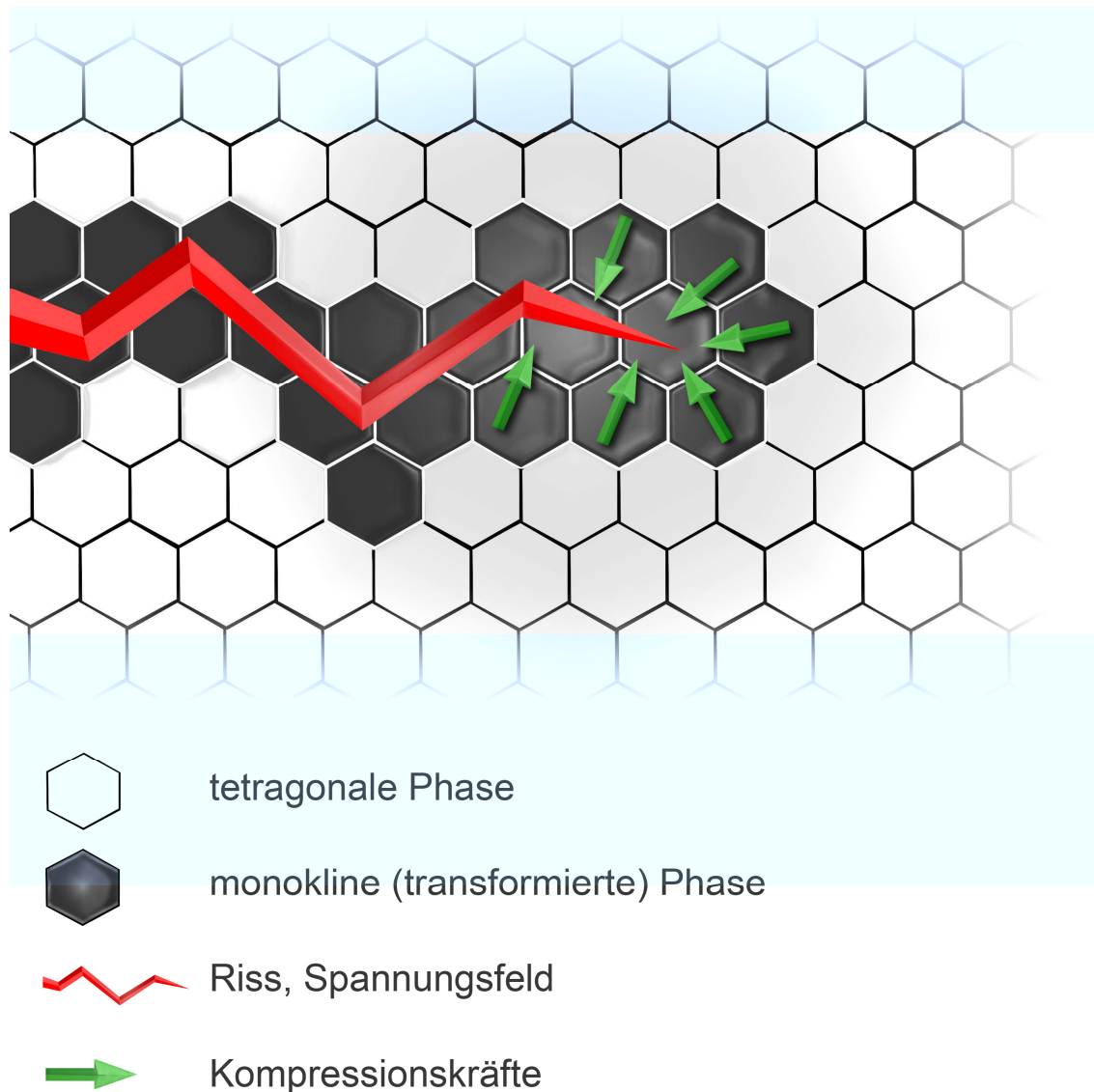
Der Keramik-Keramik-Verbund ist zunehmend von hohem Forschungswert, da, wie Rutten und Rutten (2006) bemerkten, die Zukunft der Vollkeramik gehöre. Seit längerem steht damit ein Problem namens "Chipping" in Verbindung, welches nach derzeitigem Wissensstand als ein Kohäsionsversagen innerhalb der Verblendkeramik beschrieben wird (Pospiech 2010; Coelho et al. 2009; Coelho et al. 2009; Rosentritt et al. 2010) und deshalb hier keine weitere Beachtung erfuhr. Des Weiteren ist auch ein Adhäsionsverlust im Fugebereich vorstellbar, wofür derzeitig Empfehlungen, wie die Anpassung der Wärmeausdehnungskoeffizienten von Gerüst und Verblendung, eine korrekte Brandführung, die Verwendung porenfreier Massen sowie die Schaffung gleichmäßiger Verblendstärken und einer anatoförmigen Gerüstgestaltung, gelten (Pospiech 2010; Janda 2009; Rosentritt et al. 2010). Überdies werden Untersuchungen unternommen, durch akzessorisch aufgebrauchte Glaskeramik-ähnliche Schichten einen stabileren Verbund zu gewährleisten. Nicht mit der Zielstellung, die Verbundfestigkeit zu prüfen, sondern das Materialverhalten der Y-TZP zu analysieren, kamen diese zum Einsatz. Weiterführend wurde auch in Betracht gezogen, dass die Verblendmassen respektive Liner inklusive Verblendkeramiken Gerüstveränderungen bedingen könnten, da die Verarbeitungsschritte in ähnlicher Weise ablaufen. Synoptisch kombinierte man Korund bestrahlte Oberflächen mit Liner sowie mit Liner und anschließender Verblendung, um zu untersuchen, wie sich oberflächenaufrauende und konsekutiv ablaufende Sinterprozesse (Liner, Verblendung) auf die Biegeeigenschaften auswirken.

## 7.2 Diskussion der Ergebnisse

### 7.2.1 Inhärente Eigenschaften

Dentalkeramiken besitzen Eigenschaften, welche eine präzise und empfehlungsgerechte Verarbeitungsweise verlangen, zumal die komplex erscheinenden Umstände des Öfteren uneinig diskutiert werden. Klar ist, dass die keramische Sprödigkeit und verhältnismäßig niedrige Bruchzähigkeit produktive Substanzausrisse und Kantenabbrüche mit sich führen (Coldea et al. 2009). Neben diesen Ausgangspunkten katastrophaler Frakturmechanismen wurden auch gesteigerte Bruchfestigkeitswerte und Elastizitätsmodule gemessen. Hierbei liegen keramikimmanente Gitterstrukturvariationen zugrunde. Diese Irregularitäten führen nach Guazzato et al. (2004a, b) neben nicht beeinflussbaren Sinter Temperaturabweichungen (Schwebke 2002) zu streuenden Prüfergebnissen. Das Schlagwort "Transformationsfestigkeit" spricht für gesteigerte Bruchlastwerte, da Mikrofrakturen in ihrer Progression inhibiert werden (Chevalier 2006; Ardlin 2002; Reich 2009). Allegorisierend kann man den Mechanismus durch die Kompression der Frakturspitze beschreiben, was in Abb. 7-2 schematisierend dargestellt ist. Durch die in der Abbildung rot dargestellte Fraktur entsteht in deren Umfeld ein Spannungsfeld, da die Rissenergie innerhalb des Kristallgitters martensitische Phasentransformationen bedingt. Einige tetragonale (weißes Hexagon) Partikel wandeln sich in monokline (schwarzes Hexagon) um. Diese transformierten Phasenanteile weisen eine niedrigere Dichte als die tetragonalen auf (Burger 1996), was zur Folge hat, dass eine Volumenzunahme von 3 bis 5 % auftritt (Reich 2009; Denry und Kelly 2008; Denry und Kelly 2009; Tholey et al. 2009; Kunzelmann et al. 2006; Stawarczyk 2011). Da die Keramik nicht frei dehnbar ist, resultieren Kompressionskräfte (grüne Pfeile), welche zum einen stabilisierend wirken (Lawson 1995) und zum anderen die Rissenergie absorbieren sowie Druckspannungen auf den Riss ausüben (Chevalier 2006; Ardlin 2002; Reich 2009). Die hohen Belastbarkeiten, welche sich näherungsweise auf Resultate zwischen 550 und 1500 MPa belaufen und damit die von anderen Autoren (Horst et al. 2006; Mörmann et al. 2007;

Pospiech 2002; Yilmaz et al. 2007) genannte Spanne von 900 bis 1200 MPa einschlossen, sprechen für die Anwendung dieses Werkstoffes.



**Abb. 7-2: Schematische Darstellung der Transformationsfestigkeit**

Die Mikrohärt nach Vickers und der Elastizitätsmodul dienen zum Verdeutlichen der keramischen Eigenschaften. Sie stellen charakteristische Größen für den jeweiligen Werkstoff dar und helfen bei der indikationsgerechten Anwendung in der Praxis. Die Vickers-Härte MHV 0,1 ~ 1450 (Göbel 2011), als Widerstandsmaß gegen das Eindringen eines Fremdkörpers in dessen Oberfläche, bestätigt die außerordentlich hohe Festigkeit des Materials im Gegensatz zu anderen, wie Glaskeramik (VITA Mark II) MHV 0,1 ~ 630 oder Aluminiumoxidkeramik MHV 0,1 ~ 1250 (Göbel 2011). Der Elastizitätsmodul, als



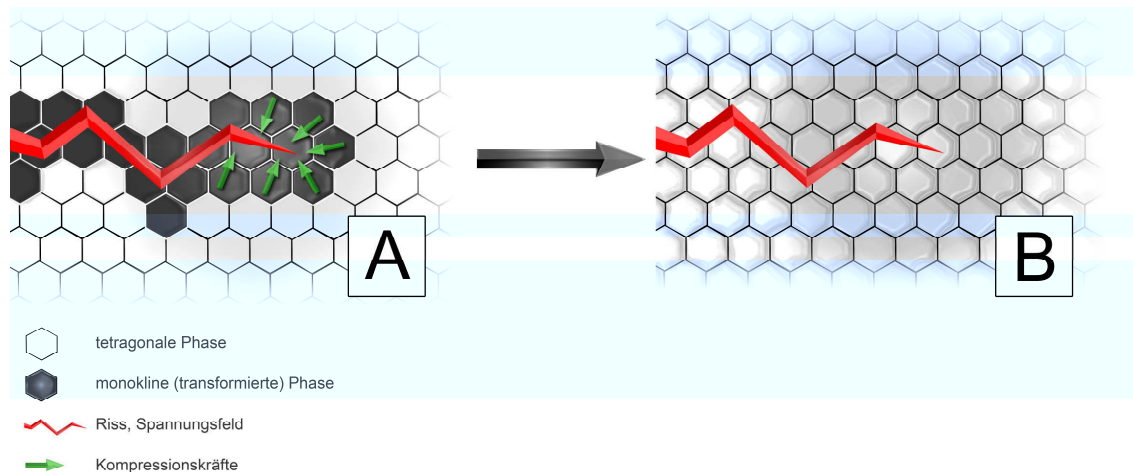
Maß für die Materialsteifigkeit (Craig et al. 2006), liegt für Keramiken von Natur aus sehr hoch (Cottom und Majo 1996; Sato et al. 2008; Guazzato et al. 2004b; Kappert und Krah 2001). In der vorliegenden Untersuchung schwankten die Werte von circa 84000 bis 169000 MPa. Die größte Spanne fand man bei VITA In-Ceram® YZ. Ein kausaler Zusammenhang wäre einerseits in differierenden Brandbedingungen, wie oben beschrieben, andererseits in herstellungs-induzierten Strukturabweichungen zu sehen.

In der Serie von Goldquadrat Quattrodisc Zirkon opak wurden nach dem Temperaturlastwechsel höhere Elastizitätsmodule gemessen. Auch die zehnfach vorbelasteten Prüfkörper ergaben bis auf Ausnahmen, Goldquadrat Quattrodisc Zirkon opak und VITA In-Ceram® YZ, höhere Werte. Ursächlich tritt durch Wassereinlagerungsvorgänge (TLW) sowie aufkommende, mechanisch respektive thermisch verursachte Gitterspannungen eine Destabilisation mit teilweiser t/m-Phasentransformation ein. Die Transformationfestigkeit bedingt natürlich auch eine höhere Neigung Verformungen zu unterdrücken. Verminderte Werte könnten für produzierte Schwachstellen stehen. Nicht thermozyklierte Proben verhielten sich im Vergleich zum Referenzwert ähnlich (beschliffen) respektive fielen niedriger aus (Korund bestrahlt). Dabei könnten wieder die Defektsetzung sowie die Kristallgitterstörung eine entscheidende Rolle gespielt haben. Abweichungen bei einigen Materialgruppen, wie Heraeus cara process Zr weiss, kann durch Materialirregularitäten, entstanden in der Herstellung oder Verarbeitung, begründet werden (Guazzato et al. 2004b; Schwebke 2002). Zusätzlich gesinterte Prüfkörper zeigten bis auf einige Ausnahmen einen verminderten Elastizitätsmodul. Dies ist nachzuvollziehen, weil die thermische Nachbehandlung:

- thermisch-induzierte Spannungen verursacht,
- das bearbeitungsinduzierte Transformationsareal in die ursprüngliche tetragonale Phase überführt,
- Kristallfehlstellen der mechanischen Behandlung nicht behebt und diese persistieren.

Die teilweise positiv zu bewertenden Einflüsse rufen den sogenannten Regenerationsbrand in das Interesse der Fachwelt. Die Möglichkeit besteht ein

weiteres Mal die Transformationsfestigkeit ausnutzen zu können, wobei diesbezüglich eine Rissfortpflanzung mit auftretenden Spannungsspitzen existieren muss (Coldea et al. 2009). Diese Kausalität ist in der im Rahmen dieser Arbeit erstellten Abbildung 7-3 schematisch dargestellt.



**Abb. 7-3: Schematische Darstellung der Kristallstruktur vor (A) und nach (B) einer thermischen Nachbehandlung**

### 7.2.2 Beeinflussung der Eigenschaften

Die mit Yttriumoxid stabilisierte tetragonale polykristalline Zirkoniumdioxid-keramik zeigt mit der martensitischen Phasenumwandlung eine außergewöhnliche Eigenschaft auf einwirkende Kräfte reagieren zu können. Luthardt et al. (2002, 2004) konnten zeigen, dass mechanische Behandlungen zu signifikant reduzierten Festigkeiten führen. Kosmač et al. (2000, 2008) beschrieben einen kontrastierenden Sachverhalt, woraus hervorging, das Beschleifen verminderte und Abstrahlen erhöhte Biegefestigkeiten bedingten. Dies wurde auch von Curtis et al. (2006) bestätigt. Guazzato et al. (2005) berichteten hingegen, dass beide Maßnahmen eine Festigkeitssteigerung induzieren würden. Janda (2009) zeigte, dass durch die Korundbestrahlung Festigkeitssteigerungen von 20 bis 30 % erzielbar sind (Transformationsfestigkeit), Kern (2011) sprach von 15 bis 20 %. Indessen nimmt die Korngröße des Strahlgutes, welche nicht zu grob ( $\leq 50 \mu\text{m}$ ) sein sollte, einen hohen kausalen Stellenwert ein. Die Abbildungen 6-12 bis 6-17 zeigen, dass diese Aussage innerhalb der hier praktizierten Tests bestätigt werden konnte, wobei allerdings auch grobkörniges Strahlgut die Biegefestigkeit erhöhte.

Sato et al. (2008) beschreibt die Abhängigkeit der Phasentransformation vom Korundstrahlgut. Eine Beziehung zur Bestrahlungsdauer wies er zurück. In den vorliegenden Ergebnissen wird ersichtlich, dass mit Korund gestrahlte Prüfkörper nahezu komplett den mit Schleifwerkzeugen präparierten Proben bezüglich der Biegebruchfestigkeit überlegen sind. Sato et al. (2008) und Coldea et al. (2009) berichteten, dass die Ursache hierfür ein höherer Anteil an monokliner Kristallphase ist. Coldea et al. (2009) geben an, dass auch bei Schleifwerkzeugen die Körnung nicht unerheblich ist, da mit sinkender Schleifmittelkorngröße die bearbeitungsinduzierten Kristallgitterverspannungen abnehmen. Die Abb. 6-8 bis 6-11 vermitteln diesbezüglich keinen einheitlichen Konsens. Abbildung 6-8 zeigt beispielsweise den nicht statistisch signifikant höheren Biegefestigkeitswert bei 100 µm Körnung im Vergleich zu 15 µm. Eine mögliche Erklärung wäre, dass die besagten Verspannungen bei stärkerem mechanischen Stress den Phasenübergang protegieren, folglich die Transformationsfestigkeit eintritt. Man kann sich aber auch vorstellen, dass diese Gitterveränderungen inhomogen und abhängig von Materialirregularitäten auftreten und somit unterkritische Rissfortpflanzungen existieren könnten. Die Abweichungen innerhalb der Abb. 6-8 bis 6-17 exemplifizieren dies. Auf den ersten Blick erscheint die Aussage disputabel, es komme durch solche Behandlungen zum Festigkeitsabfall in Langzeitversuchen. Genauer betrachtet erschließt sich, dass zum einen durch die Phasentransformation keine weitere Umwandlung der Phasen zu späterem Zeitpunkt als Inhibitor eines sich fortpflanzenden Risses ausbilden kann, andererseits kommt es während der Bearbeitung zu Defektsetzungen und Korundpartikeleinsprengungen, welche als Gefügestörungen fungieren (Pospiech 2010). Als Resultat können inhärente Spannungen potente katastrophale Brüche produzieren (Coldea et al. 2009; Janda 2009; Pospiech 2010). Ein Ausweg aus dieser von der Fachwelt kontrovers diskutierten Problematik könnte ein innovatives Heißätzverfahren darstellen. Ein anderer Forschungsansatz ist das Aufbringen eines Liners, um die Verbundfestigkeit von verblendeten Vollkeramikrestaurationen zu verbessern. Diese Methode zeigte bei allen bis auf VITA In-Ceram® YZ erhöhte Biegefestigkeiten, da durch die diffusionsbedingten Vorgänge chemisch bedingte Verspannungen wirksam werden. Skwara (2011) konnte zeigen, dass

der Liner bis zu 10  $\mu\text{m}$  in die Zirkoniumdioxidoberfläche eindringt. Dabei ist nicht auszuschließen, dass auch hierdurch Gefügeveränderungen auftreten. Der in Abb. 6-19 dargestellte Vergleich unbehandelter sowie mit Liner versehender Prüfkörper macht dies ersichtlich, da die Biegebruchfestigkeiten in inhomogener Weise von den Referenzwerten abweichen. Ursache könnte wiederum die Öffnung von Bindungen und Potenzierung von Porositäten sein.

Man erhofft sich mit beiden Methoden, substitutiv zu rotierenden oder abstrahlenden Modifikationen die Oberflächenrauigkeiten durch chemische Reaktionen realisieren zu können. Weitere Studien sind hierzu erforderlich, um diese neuen Systeme bewerten zu können (Casucci et al. 2009).

Eine andere chemisch-thermisch wirkende Belastung stellt die thermozyklische Behandlung zur Simulation von Alterungsvorgängen dar. Durch Wassereinlagerungen entstehen ebenfalls destabilisierte Kristallzustände (Lawson 1995; Borchers et al. 2010). Diese fast obligat gesteigerten Werte der "momentanen" Biegefestigkeit stehen den zu erwartenden verminderten Langzeitüberlebensraten entgegen (Zhang et al. 2004; Janda 2009). Des Weiteren sagt Borchers et al. (2010), dass eine unzureichend tiefe Phasenumwandlung für nicht statistisch signifikant reduzierte Bruchlasten verantwortlich sein kann. Das Anschließen eines Regenerationsbrandes wird von den Herstellern empfohlen, da hierbei Gitterverspannungen und die transformierte monokline Phase in metastabile tetragonale Partikel überführt werden (Sato et al. 2008). Exemplarisch für eine zusätzliche thermische Bearbeitung ist das Aufsintern einer Keramikverblendmasse zu nennen, nach welcher die anfänglichen Belastungswerte statistisch signifikant unterboten wurden. Andere Tests zeigten inhomogene Ergebnisse. Solche uneinheitlichen Resultate sind Ausdruck der komplexen Reaktionen im Kristallgitter mit regional auftretenden Spannungen. Aufgrund der Brandtemperaturen von circa 930 °C ist es nicht möglich, die transformierte Phase wieder in die tetragonale Form zu überführen, da hierfür mindestens 1000 °C (Coldea et al. 2009), anderer Meinung nach über 1200 °C (Lawson 1995; Lee und Kim 1993) nötig sind. Es ist davon auszugehen, dass gitterimmanente, thermisch induzierte Verspannungen zum Tragen kommen (Lawson 1995; Shimada et al. 1984).

Eine in dieser Arbeit nicht untersuchte Thematik ist das Einfärben der monochromen Keramikteile, um diese der Zahnstumpffarbe anzupassen. Pittayachawan et al. (2007) stellten fest, dass die Kolorierung des Gerüstwerkstoffes keinen Einfluss auf die Biegefestigkeit hat. Damit besteht eine praxistaugliche Option, die oftmals weiß und intransparent erscheinenden Restaurationsteile zu optimieren. Somit zählen nicht nur stark belastete, sondern auch ästhetisch anspruchsvolle Areale zum Indikationsspektrum dieser Keramiken (Pilathadka et al. 2007).

### 7.3 Klinischer Nutzen

Die ausführlich exemplifizierten Zusammenhänge zeigen, dass während unterschiedlicher Einflussfaktoren eine Transformationsfestigkeit nutzbar ist. Diese bedingt erhöhte Biegebelastungswerte und dient einerseits der Kompensation verarbeitungsinduzierter Kristallgitterverspannungen, könnte aber andererseits gezielt eingesetzt werden (Sato et al. 2008). Aufgrund der gleichzeitigen potenziellen Schädigung und gefährdeter Langzeitfestigkeit sollte man dieser Ansicht kritisch begegnen (Mörmann et al. 2007; Pospiech 2010). Weiterhin sind zu grobe Bearbeitungsinstrumente aus diesem Grund nicht zu verwenden. Die Stabilität der tetragonalen Phase und damit auch der Keramik als solche ist von stark herstellungs- und verarbeitungsbeeinflussten Eigenschaften, wie der Korngröße, abhängig (Guazzato et al. 2004b).

Janda (2009) schilderte einen wichtigen praxisrelevanten Aspekt, indem die t/m-transformationsbedingte Volumenzunahme für die Verblendkeramik nachteilhaft wirkt. Die Expansion infolge der geringeren Dichte und Wärmeausdehnungskoeffizienten monokliner Phasenanteile induziert Zugspannungen innerhalb der Verblendung, die von Keramiken nur in geringem Maße toleriert werden (Coldea et al. 2009; Green et al. 1988; Pospiech 2010). Diesen umfangreichen Zusammenhängen geschuldet, muss man auf ein keramikgerechten und präzise auf Herstellerangaben abzielenden Gebrauch verweisen (Hoffmann 2009a; Hoffmann 2009b; Holst et al. 2006; Pospiech 2010; Rosentritt et al. 2011). Pospiech (2011) fasste dies mit den Worten "Think ceramics" zusammen.

## 7.4 Schlussfolgerung

Aus den bis dato ermittelten Daten verspricht die zahnmedizinische Anwendung von Yttriumoxid-stabilisierten tetragonalen polykristallinen Zirkoniumdioxid-keramiken außerordentliche Erfolge. Die hervorragenden mechanischen Eigenschaften, Biokompatibilität, Korrosionsresistenz und nicht zuletzt ästhetisch akzeptable Erscheinung sprechen dafür. Um diese Vorteile vollends ausnutzen zu können, muss auf eine materialgerechte Anwendung geachtet werden. Für einen routinierteren Umgang mit diesem hochkomplexen Werkstoff sowie dessen Etablierung in bestehenden, respektive neuen Indikationsbereichen gewährleisten zu können, sind weitere Studien zu Themen, wie Verbundfestigkeit, Langzeitüberlebensrate, innovative Verarbeitungstechniken nötig.

Der Wert dieser Arbeit besteht darin, unterschiedliche Faktoren innerhalb des Verarbeitungsprozesses von Y-TZP aufzudecken, welche am Erfolg versus Misserfolg des Gesamtergebnisses "Zahnrestauration" Einfluss nehmen. Die höchsten Biegebruchlasten resultierten bei Korund gestrahlten Prüfkörpern, im Sinne einer mithilfe Transformationsfestigkeit gesteigerten "momentanen" Festigkeit. Auf den ersten Blick erscheint dieser Umstand vorteilhaft. Durch solche und andere mechanische Behandlungen wird aber gleichzeitig aufgrund von Defekten und Verspannungen die Langzeitüberlebenswahrscheinlichkeit des Materials dezimiert, weshalb Bearbeitungen auf ein minimales Maß reduziert werden sollten. Der von Experten häufig empfohlene "Regenerationsbrand" offerierte im Zuge der Datenakquise keine Vorteile bezüglich der Biegefestigkeiten.

Weitere Untersuchungen könnten das Materialverhalten in komplexeren Prüfkörpergestaltungen analysieren, um praxisrelevante individuelle Daten zu erheben.

## 8. Literaturverzeichnis

1. Addison O., Fleming G. J. P., Marquis P. M. 2003. The effect of thermocycling on the strength of porcelain laminate veneer (PLV) materials. *Dent Mater*, 19:291-297.
2. Ardlin B. I. 2002. Transformation-toughened zirconia for dental inlays, crowns and bridges: chemical stability and effect of low-temperature aging on flexural strength and surface structure. *Dent Mater*, 18:590-595.
3. Arzt MOM T., Merten H.-A., Patyk A. 2/2009. ZrO<sub>2</sub>-Keramikimplantate. Humanhistologische Aspekte eines innovativen Implantatwerkstoffes. *Implantologie Journal. Zeitschrift der Deutschen Gesellschaft für Zahnärztliche Implantologie e.V.*, 13:26-29.
4. Baltzer A., Kaufmann-Jonian V. 2003. Die Belastbarkeiten von VITA In-Ceram. *Quintessenz Zahntech*, 29(11):1318-1342.
5. Borchers L., Stiesch M., Bach F.-W., Buhl J.-C., Hübsch C., Kellner T., Kohorst P., Jendras M. 2010. Influence of hydrothermal and mechanical conditions on the strength of zirconia. *Acta Biomaterialia*, 6:4547-4552.
6. Burger W. 1996. Zirkonoxid in der Medizintechnik 8.7.2.0. 32. Erg.-Lfg. Keramische Werkstoffe. In: Kriegsmann J. (ed.): Technische Keramische Werkstoffe. Verlagsgruppe Deutscher Wirtschaftsdienst, Köln.
7. Burger W., Richter H. G., Piconi C., Vatteroni R., Cittadini A., Boccalari M. 1997. New Y-TZP powders for medical grade zirconia. *J Mater Sci: Mater Med*, 8:113-118.
8. Burlington B. 5/1997. Steam Re-Sterilization Causes Deterioration of Zirconia Ceramic Heads of Total Hip Prosthesis. Center for Devices and Radiological Health, <http://www.fda.gov/MedicalDevices/Safety/AlertsandNotices/PublicHealthNotifications/ucm062472.htm>.
9. Carinci F., Pezzetti F., Volinia S., Francioso F., Arcelli D., Farina E., Piattelli A. 2004. Zirconium oxide: Analysis of MG63 osteoblast-like cell response by means of a microarray technology. *Biomaterials*, 25(2):215-228.
10. Casucci A., Osorio E., Osorio R., Monticelli F., Toledano M., Mazzitelli C., Ferrari M. 2009. Influence of different surface treatments on surface zirconia frameworks. *J Dent*, 37(11):891-897.

11. Chevalier J. 2006. What future for zirconia as a biomaterial?. *Biomaterials*, 27:535-543.
12. Chevalier J., Deville S., Münch E., Jullian R., Lair F. 2004. Critical effect of cubic phase on aging in 3 mol% yttria-stabilized zirconia ceramics for hip replacement prosthesis. *Biomater*, 25:5539-5545.
13. Chu S., Ahmad I. 10/2005. A historical perspective of synthetic ceramic and traditional feldspatic porcelain. *Pract Proced Aesthet Dent*, 17(9):593-598.
14. Coelho P. G., Bonfante E. A., Silva N. R., Rekow E. D., Thompson V. P. 2009. Laboratory simulation of Y-TZP all-ceramic crown clinical failures. *J Dent Res*, 88:382-386.
15. Coelho P. G., Silva N. R., Bonfante E. A., Guess P. C., Rekow E. D., Thompson V. P. 2009. Fatigue testing of two porcelain-zirconia all-ceramic crown systems. *Dent Mater*, 25:1122-1127.
16. Coldea A., Stephan M., Tholey M., Thiel N. 2009. Untersuchung des Einflusses verschiedener Keramikscheifersysteme auf Zirkoniumdioxid. *Quintessenz Zahntech*, 35(4):470-483.
17. Cottom B. A., Majo M. J. 1996. Fracture toughness of nanocrystalline  $ZrO_2$ -3 mol%  $Y_2O_3$  determined by Vickers indentation. *Scripta Mater*, 34:809-814.
18. Covacci V., Bruzzese N., Maccauro G., Andreassi C., Ricci G. A., Piconi C., Marmo E., Burger W., Cittadini A. 1999. In vitro evaluation of the mutagenic and carcinogenic power of high purity zirconia ceramic. *Biomater*, 20:371-376.
19. Craig R. G., Powers J. M., Wataha J. C. 2006. *Zahnärztliche Werkstoffe - Eigenschaften und Verarbeitung*. Urban & Fischer, München.
20. Creugers N. H., Käyser A. F., van't Hof M. A. 1994. A meta-analysis of durability data on conventional fixed bridges. *Community Dent Oral Epidemiol*, 22(6):448-452.
21. Curtis A. R., Wright A. J., Fleming G. J. P. 2006. The influence of surface modification techniques on the performance of a Y-TZP dental ceramic. *J of Dentistry*, 34:195-206.
22. De Kler M., De Jager N., Meegdes M., Van der Zel J. M. 2007. Influence of thermal expansion mismatch and fatigue loading on phase changes in porcelain veneered Y-TZP zirconia discs. *J Oral Rehab*, 34:841-847.
23. Denry I., Kelly J. R. 2008. State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater*, 24:299-307.



24. Denry I., Kelly J. R. 2009. Zirkoniumdioxid-Anwendungen in der modernen Zahnheilkunde. *aesthetische zahnmedizin*, 12(1):40-49.
25. Derant T., Molin M., Haag P., Karlsson S. 2008. Bond strength of luting materials to ceramic crowns after different surface treatments. *Eur J Prosthodont Restor Dent*, 16:35-38.
26. DIN Deutsches Institut für Normung e.V.. 01/2009. Zahnheilkunde–Keramische Werkstoffe (ISO 6872:2008); Deutsche Fassung EN ISO 6872:2008. Normausschuss Dental (NADENT) im DIN. Beuth Verlag GmbH, Berlin.
27. Dion I., Bordenave L., Levebvre F., Bareille R., Baquey Ch., Monties J.-R., Havlik P. 1994. Physico-chemistry and cytotoxicity of ceramics. Part II Cytotoxicity of ceramics. *J Mater Sci Mater Med*, 5:18-24.
28. Doddoli R. 5/1996. Biomaterial- und Werkstoffwesen prägen die neue Ära des Zahnarztes. *Quintessenz Zahntech*, 22(5):679-690.
29. Duarte S., Phark J.-H., Blatz M., Sadan A. 2011. Eine Studie keramischer Oberflächen. *Quintessenz Zahntech*, 37(1):74-87.
30. Edakawa T. 2009. Wie lassen sich verschiedenartige Zahnfarben bei Verwendung von weißem Zirkoniumdioxid realisieren? Studie zur Farbkorrektur von Zirkoniumdioxidgerüsten. *Quintessenz Zahntech*, 35(1):38-48.
31. Egger S., Lückerrath W. 2/2009. Randspaltverhalten von CAD/CAM-Restaurationen in vitro. *Implantologie Journal. Zeitschrift der Deutschen Gesellschaft für Zahnärztliche Implantologie e.V.*, 13:32-38.
32. Ewing J. E. 11/1952. Atypical porcelain jacket crown preparations. *J Pros Dent*, 2(6):815-828.
33. Ewing J. E. 1/1954. Beautiful but glum-porcelain jacket crowns. *J Pros Dent*, 4(1):94-103.
34. Filser F., Lüthy H., Kocher P., Schärer P, Gauckler L. J. 2002. Vollkeramischer Zahnersatz im Seitenzahnbereich. *Quintessenz Zahntech*, 28(1):48-60.
35. Fischer J. 2009. Mechanische Eigenschaften metallischer und keramischer Werkstoffe. *Quintessenz Zahntech*, 35(12):1540-1549.
36. Geis-Gerstorfer J., Fäßler P. 11/1999. Untersuchungen zum Ermüdungsverhalten der Dentalkeramiken Zirkondioxid-TZP und In-Ceram. *DZZ*, 54(11):692-694.
37. Göbel R. 2011. persönliche Mitteilung.

38. Göbel R., Rzanny A., Jahn F., Küpper H. 2009. Optimale adhäsive Befestigung von Zirkoniumdioxidrestaurationen. Quintessenz Zahntech, 35(2):148-160.
39. Göbel R., Welker D. 1996. Metall-Kunststoff-Verbundverfahren in der Zahnmedizin. Dental-labor XLIV, 12:2045-2052.
40. Grant K. L., Rawlings R. D., Sweeney R. 2001. Effect of HIPping, stress and surface finish on the environmental degradation of Y-TZP ceramics. J Mater Sci Mater Med, 12:557-564.
41. Green D. J., Hannink R. H. J., Swain M. V. 1988. Transformation Toughening of Ceramics. CRC Press, Boca Raton, FL.
42. Guazzato M., Albakry M., Ringer S. P., Swain M. V. 2004a. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part 1: Pressable and alumina glass-infiltrated ceramics. Dent Mater, 20(5):441-448.
43. Guazzato M., Albakry M., Ringer S. P., Swain M. V. 2004b. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part 2: Zirconia-based dental ceramics. Dent Mater, 20(5):449-456.
44. Guazzato M., Quach L., Albakry M., Swain M. V. 2005. Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of Y-TZP dental ceramics. J of Dentistry, 33:9-18.
45. Guo X. 2004. Property degradation of tetragonal zirconia induced by low-temperature defect reaction with water molecules. Chem Mater, 16:3988-3994.
46. Heimke G., Leyen S., Willmann G. 2002. Knee arthroplasty: recently developed ceramics offer new solutions. Biomaterials, 23:1539-1551.
47. Heintze S. D., Rousson V. 2011. Überlebensquote von Zirkoniumdioxid- und Metallkeramikbrücken. Quintessenz Zahntech, 37(2):162-172.
48. Hellwig E., Klimek J., Attin T. 2007. Einführung in die Zahnerhaltung. 4., neu überarbeitete Auflage, Elsevier GmbH, Urban & Fischer Verlag, München, ISBN-13:987-3-437-05580-5, ISBN-10:3-437-05580-1.
49. Helmer J. D., Driskell T. D. 1969. Research on bioceramics. Symposium on Use of Ceramics as Surgical Implants. South Carolina (USA): Clemson University.
50. Heuer A. H., Claussen N., Kriven W. M., Rühle M. 1982. Stability of tetragonal ZrO<sub>2</sub> particles in ceramic matrices. J Am Ceram Soc, 65(12):642-650.

51. Heydecke G., Richter E., Seedorf H. 4/4/2008. Festsitzender Zahnersatz für zahnbegrenzte Lücken. Wissenschaftliche Mitteilung der Deutschen Gesellschaft für Prothetik und Werkstoffkunde (DGZPW).
52. Hirano M. 1992. Inhibition of low temperature degradation of tetragonal zirconia ceramics: a review. *Br Ceram Trans J*, 91:139-147.
53. Hoffmann A. 2009a. Oberflächenbearbeitung von Zirkoniumdioxid. *Quintessenz Zahntech*, 35(12):1639-1652.
54. Hoffmann A. 2009b. Teleskope aus Zirkoniumdioxid, eine Verarbeitungsempfehlung für den Anwender. *Quintessenz Zahntech*, 35(9):1180-1192.
55. Holst S., Bergler M., Steger E., Blatz M. B., Wichmann M. 2006. Verwendung von Zirkoniumdioxidgerüsten als Implantat-Suprakonstruktionen. *Quintessenz Zahntech*, 32(8):918-930.
56. Hornbogen E. 2002. Werkstoffe, Aufbau und Eigenschaften von Keramik-, Metall-, Polymer- und Verbundwerkstoffen. 7. Auflage, Springer-Verlag, Berlin, Heidelberg.
57. <http://www.ceramic-artificial-hip-implant-recall.com>, 13 Juni 2005.
58. Janda R. 2/2009. Vollkeramiken. Eine werkstoffwissenschaftliche Übersicht. *wissen kompakt*, 3(1), Springer Medizin-Verlag und Freier Verband Deutscher Zahnärzte e.V. 2009, 3-18.
59. Kanotscher A. 2006. Zirkonoxidfräs- oder Glas-Press-Keramik?. *Quintessenz Zahntech*, 32(6):682-693.
60. Kappert H. F. 2005. Keramiken als Zahnärztlicher Werkstoff. In: Strub J. R., Türp J. C., Witkowski S., Hürzeler M. B., Kern M. (Hrsg.): *Curriculum Prothetik*. 3. Auflage, Quintessenz Verlags-GmbH, Berlin, ISBN 3-87652-499-7.
61. Kappert H. F., Krah M. 2001. Keramiken-eine Übersicht. *Quintessenz Zahntech*, 27(6):668-704.
62. Katz F. 2007. Literaturübersicht über Zirkoniumdioxid in der Zahnmedizin und Bruchbelastbarkeit am Beispiel von Slot-Inlay Brückengerüsten. *Inaugural-Dissertation*, Freiburg.
63. Kelly J. R. 1997. Ceramics in restorative and prosthetic dentistry. *Ann Rev Mater Sci*, 27:443-468.
64. Kelly J. R. 2004. Dental Ceramics: Current Thinking and Trends. *Dent Clin North Am*, 48(2):513-530.

65. Kelly J. R. 2006. Machinable ceramics. In: Mörmann W. H. (Hrsg.): State of the art of CAD/CAM restorations. 20 years of inLab. Quintessence, New Malden UK.
66. Kelly J. K., Denry I. 2008. Stabilized zirconia as a structural ceramic: An overview. Dent Mater, 24:289-298.
67. Kelly J. R., Nishimura I., Campbell S. D. 1996. Ceramics in dentistry: Historical roots and current perspectives. J Prosthet Dent, 75(1):18-32.
68. Kern M. 2011. Abstrahlen von Zirkoniumdioxid ist zu empfehlen. Berichtigung zum Beitrag „10. Keramiksymposium“, DZW, 7/11:11.
69. Kerschbaum T. 2004. Langzeitüberlebensrate von Zahnersatz. Quintessenz, 55:1113-1126.
70. Kim J.-Y., Uchida N., Saito K., Uematsu K. 1990. Analysis of hot isostatic pressing of presintered zirconia. J Am Ceram Soc, 73:1069.
71. Kohorst P., Dittmer M. P., Herzog T. J., Borchers L., Stiesch-Scholz M. 2008. Belastbarkeit viergliedriger ZrO<sub>2</sub>-Brücken - Einfluss von Gerüstwerkstoff und Vorschädigung. DZZ, 63(4):265-273.
72. Körber K. 1995. Zahnärztliche Prothetik. 4. vollständig überarbeitete Auflage, Georg Thieme Verlag, Stuttgart, New York:, ISBN 3-13-658804-5.
73. Körner G., Mütterthies K. 2009. Weichgewebemanagement und Zirkoniumdioxid. Eine ideale rot-weiße Ergänzung in der Perioprothetik. Quintessenz Zahntech, 35(2):136-146.
74. Kosmač T., Oblak Č., Jevnikar P., Funduk N., Marion L. 2000. Strength and reliability of surface treated Y-TZP dental ceramics. J Biomed Mater Res, 53(4):304-313.
75. Kosmač T., Oblak Č., Marion L. 2008. The effect of dental grinding and sandblasting on ageing and fatigue behavior of dental zirconia (Y-TZP) ceramics. J of the European Ceramic Soc, 28:1085-1090.
76. Kuliš A. 2006. Verbundfestigkeiten verschiedener dentaler Zirkoniumdioxid-Gerüstmaterialien und Verblendkeramiken. Inaugural-Dissertation, Freiburg.
77. Kunzelmann K. H., Pospiech P., Mehl A., Frankenberger R., Reiss B., Wiedhahn K., Kern M. 2006. Vollkeramik auf einen Blick: Leitfaden zur Indikation, Werkstoffauswahl, Vorbereitung und Eingliederung von vollkeramischen Restaurationen. 1. Auflage, Arbeitsgemeinschaft für Keramik in der Zahnheilkunde e. V., ISBN 3-00-017195-9.

78. Lange F. F. 1986. Transformation-toughened  $\text{ZrO}_2$ : correlations between grain size control and composition in the system  $\text{ZrO}_2\text{-Y}_2\text{O}_3$ . *J Am Ceram Soc*, 69:240-242.
79. Lawson S. 1993. The sintering, mechanical and ageing properties of transition metal oxide-doped yttria-tetragonal zirconia polycrystals (Y-TZP). Ph.D. thesis, University of Sunderland, UK.
80. Lawson S., Gill C., Smith J. M., Dransfield G. P., Egerton T. A., McColgan P. 1993. Ageing studies of novel Y-TZPs. In: Duran P., Fernandez J. F. Third Euro-Ceramics. Vol. 3: Engineering Ceramics. Faenza Editrice Iberica S. L., 507-512.
81. Lawson S. 1995. Environmental Degradation of Zirconia Ceramics. *J Eur Ceram Soc*, 15:485-502.
82. Lazar D. R. R., Bottino M. C., Özcan M., Valandro L. F., Amaral R., Ussui V., Bressiani A. H. A. 2008. Y-TZP ceramic processing from coprecipitated powders: A comparative study with three commercial dental ceramics. *Dent Mater*, 24:1676-1685.
83. Lee J. K., Kim H. 1993. Monoclinic-to-tetragonal transformation and crack healing by annealing in aged 2Y-TZP ceramics. *J Mater Sci Lett*, 12(22):1765-1767.
84. Liang X., Qiu Y., Zhou S., Hu X., Yu G., Deng X. 12/2008. Preparation and properties of dental zirconia ceramics. *J of University of Science and Technology Beijing*, 15(6):764-768.
85. Lohmann C. H., Dean D. D., Koster G., Casasola D., Buchhorn G. H., Fink U., Schwartz Z., Boyan B. D. 2002. Ceramic and PMMA particles differentially affect osteoblast phenotype. *Biomaterials*, 23(8):1855-1863.
86. Ludwig K. 2005. Lexikon der Zahnärztlichen Werkstoffkunde. Quintessenz Verlag-GmbH, Berlin, ISBN 3-87652-310-9.
87. Luthardt R. G., Holzhüter M. S., Rudolph H., Herold V., Walter M. H. 2004. CAD/CAM-machining effects on Y-TZP zirconia. *Dent Mater*, 20:655-662.
88. Luthardt R. G., Holzhüter M., Sandkuhl O., Herold V., Schnapp J. D., Kuhlisch E., Walter M. 2002. Reliability and Properties of Ground Y-TZP-Zirconia Ceramics. *J Dent Res*, 81(7):487-491.
89. Maier H. R. 1991. Leitfaden technische Keramiken. Werkstoffkunde 2 Keramik. 2. Auflage, Selbstverlag, Institut für keramische Komponenten im Maschinenbau, Aachen.

90. Manicone P. F., Iommetti P. R., Raffaelli L. 2007. An overview of zirconia ceramics: Basic properties and clinical applications. *J of Dentistry*, 35:819-826.
91. Marti A. 2000. Inert bioceramics ( $\text{Al}_2\text{O}_3$ ,  $\text{ZrO}_2$ ) for medical application. *Injury, Int J Care Injured* 31(4):S-D33-36.
92. Marziali B., Malaguti G., Bortolini S. 2006. Titan und Zirkoniumdioxid. *Quintessenz Zahntech*, 32(6):632-647.
93. Marx R. 1993. Moderne keramische Werkstoffe für ästhetische Restaurationen - Verstärkung und Bruchzähigkeit. *DZZ*, 48(4):229-236.
94. Marx R., Fischer H., Weber M., Jungwirth F. 2001. Rissparameter und Weibullmodule: unterkritisches Risswachstum und Langzeitfestigkeit vollkeramischer Materialien. *DZZ*, 56(2):90-98.
95. Marxkors R., Meiners H. 2005. 5.3 Oberflächenqualität. Taschenbuch der zahnärztlichen Werkstoffkunde. 5. überarbeitete und ergänzte Auflage, Deutsche Zahnärzte Verlag DÄV GmbH, Köln, ISBN: 10: 3-934280-85-4, ISBN: 13: 978-3-934280-85-4.
96. McLaren E. A., Giordano II R. A. 2007. Materialeigenschaften, Ästhetik und Schichttechniken einer Zirkonoxid- und Verblendkeramik. *Quintessenz Zahntech*, 33(1):78-92.
97. Meyenberg K. H., Lüthy H., Schärer P. 1995. Zirconium post. A new all-ceramic concept for nonvital abutment teeth. *J Esthet Dent*, 7:73-80.
98. Miller I. F. 1951. book review: The porcelain jacket crown by Brecker S. C. 1951, The C. V. Mosby Company, St. Louis.
99. Moldovan O., Rudolph H., Luthardt R. G. 2006. Interne 3D-Passgenauigkeit CAD/CAM-gefertigter Zirkonoxidgerüste für den Seitenzahnbereich. *DZZ*, 61(8):412-418.
100. Morena R., Beaudreau G. M., Lockwood P. E., Evans A. L., Fairhurst C. W. 1986. Fatigue of Dental Ceramics in a Simulated Oral Environment. *J Dent Res*, 65:993-997.
101. Mörmann W. H., Ender A., Durm E., Michel J., Wolf D., Bindl A. 2007. Zirkonoxidgerüste bei Kronen und Brücken: aktueller Stand. *DZZ*, 62(3):141-148.
102. Mummery L. 1993. Kapitel 4.2 Tastschnittverfahren. In: Rauheitsmessung-Theorie und Praxis. 1. deutsche Ausgabe, Hommelwerke GmbH, Schwenningen.

103. Munoz-Saldana J., Balmori-Ramirez H., Jaramillo-Vigueras D., Iga T., Schneider G. A. 2003. Mechanical properties and low temperature aging of tetragonal zirconia polycrystals processed by hot isostatic pressing. *J Mater Res*, 18:2415-2426.
104. Nakamura K., Kanno T., Milleding P., Örtengren U. 2011. Zirkoniumdioxid als Material für Abutments auf Dentalimplantaten. *Quintessenz Zahntech*, 37(2):162-172.
105. Phark J.-H., Duarte S. Jr., Hernandez A., Blatz M. B., Sadan A. 2009. In vitro shear bond strength of dual-curing resin cements to two different high-strength ceramic materials with different surface texture. *Acta Odontol Scand*, 102:1-10.
106. Piconi C., Maccauro G. 1999. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*, 20:1-25.
107. Pilathadka S., Vahalová D., Vosáhlo T. 2007. The Zirconia: a new dental ceramic material. An overview. *Prague Med Rep.*, 108(1):5-12.
108. Pittayachawan P., McDonald A., Petrie A., Knowles J. C. 2007. The biaxial flexural strength and fatigue property of Lava<sup>TM</sup> Y-TZP dental ceramic. *Dent Mater*, 23:1018-1029.
109. Pospiech P. 2/2002. Verdrängt Zirkonoxid die klassische Verblendkeramik? Brisant CAD/CAM. *Dental Magazin*, Deutscher Ärzte-Verlag, Köln, 10-19.
110. Pospiech P. 2010. Chipping-systemimmanente oder verarbeitungsbedingte Probleme? *Quintessenz*, 61(2):173-181.
111. Pospiech P. 2011. Klinische Bewährung von Zirkoniumdioxid: ist Praxisreife erlangt? *Quintessenz Zahntech*, 37(2):162-172.
112. Powers N. 10/2006. Archaeological evidence for dental innovation: an eighteenth century porcelain dental prosthesis belonging to Archbishop Arthur Richard Dillon. *British Dental J*, 201(7):459-463.
113. Pröbster L. 1997. Klinische Langzeiterfahrung mit vollkeramischen Kronen aus In-Ceram. *Quintessenz*, 48(12):1639-1646.
114. Rahaman M. N., Yao A., Bal S. B., Garino J. P., Ries M. D. 7/2007. Ceramics for prosthetic hip and knee joint replacement. *J Am Ceram Soc*, 90:1965-1988.
115. Reaney D., Penn D., Newsome P. 11/2008. Technology update: the clinical-laboratory interface. Part two-ceramic selection. *Irish Dentist*, 19-23.

116. Reich S. 2009. Vollkeramik. Indikation-Präparation-Befestigung. wissen kompakt, 3(1), Springer Medizin-Verlag und Freier Verband Deutscher Zahnärzte e.V. 2009, 19-29.
117. Rieger W. 2001. Ceramics in Orthopedics-30 years of evolution and experience. In: Rieker C., Oberholzer S., Wyss U. (Hrsg.): World Tribology Forum In Arthroplasty. Hans Huber, Bern, 3-13.
118. Riley E. J., Sozio R. B., Casthelv F., Wilcko M. T., Sotera A. J. 9/1975. Precision porcelain jacket crown technique. J Prosthet Dent, 34(3):346-351.
119. Rimondini L., Cerroni L., Carrassi A., Torricelli P. 2002. Bacterial colonization of zirconia ceramic surfaces: an in vitro and in vivo study. Int J of Oral Maxillofacial Implants, 17:793-798.
120. Rinke S. 8/2003. Klinischer Leitfaden. Cercon smart ceramics-das CAM-gestützte Vollkeramiksysteem. DeguDent, 4-19.
121. Rosentritt M. 2011. Zirkoniumdioxidkeramik-eine immerwährende Herausforderung oder inzwischen Routine? Quintessenz Zahntech, 37(2):153.
122. Rosentritt M., Behr M., Rinke S., Ries S., Handel G. 2006. Zirkoniumdioxid in der Kronen- und Brückenprothetik. Quintessenz, 57(7):723-729.
123. Rosentritt M., Behr M., Thaller C., Rudolph H., Feilzer A. 2010. Bruchfestigkeit von CAD/CAM-gefertigten Kronen mit Zirkoniumdioxid- oder Metallgerüst. Quintessenz Zahntech, 36(2):176-185.
124. Roulet J.-F., Janda R. 2004. Keramiksysteme der Zukunft. Quintessenz Zahntech, 30(9):986-1006.
125. Ruhle M., Claussen N., Heuer A. H. 1984. Microstructural studies of  $Y_2O_3$ -containing tetragonal  $ZrO_2$  polycrystals (Y-TZP). In: Claussen N., Ruhle M., Heuer A. H., The American Ceramic Society. Inc.: Advances in Ceramics Vol. 12, Science and Technology of Zirconia II, Columbus, Ohio, 352-370.
126. Ruiz L., Readey M. J. 1996. Effect of heat-treatment on grain size, phase assemblage, and mechanical properties of 3 mol% Y-TZP. J Am Ceram Soc, 79(9):2331-2340.
127. Rutten L., Rutten P. 2006. Natürliche Ästhetik mit CAD/CAM. Quintessenz Zahntech, 32(5):548-566.
128. Sailer I., Fehér A., Filser F., Gauckler L. J., Lüthy H., Hämmerle C. H. F. 2008. Klinische 5-Jahres-Ergebnisse für Seitenzahnbrücken mit Zirkoniumdioxidgerüst, hergestellt mit einem Prototyp-CAM Verfahren. Quintessenz Zahntech, 34(1):86-95.



129. Sato H., Yamada K., Pezzotti G., Nawa M., Ban S. 2008. Mechanical Properties of Dental Zirconia Ceramics Changed with Sandblasting and Heat Treatment. *Dent Mater J*, 27(3):408-414.
130. Sato T., Shimada M. 1985. Transformation of yttria-doped tetragonal  $ZrO_2$  polycrystals by annealing in water. *J Am Ceram Soc*, 68:356-359.
131. Scarano A., Piattelli M., Caputi S., Favero G. A., Piattelli A., 2004. Bacterial adhesion on commercially pure titanium and zirconium oxide discs: An in vivo human study. *J of Periodontology*, 75:292-296.
132. Schenk H., Hajtő J. 2007. Zirkonoxidkronen im Frontzahnbereich in kombinierter Überpress- und Schichttechnik. *Quintessenz Zahntech*, 33(1):12-21.
133. Schmauder S., Schubert H. 1986. Significance of internal stresses of the martensitic transformation in yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystals during degradation. *J Am Ceram Soc*, 69(7):534-540.
134. Schwebke K. 2002. Untersuchungen zum Haftverbund dreier vollkeramischer Systeme. Inaugural-Dissertation, Medizinische Fakultät, Universität Berlin.
135. Schweiger M. 2004. Zirkoniumdioxid-Hochfeste und bruchzähe Strukturkeramik. *Ästh Zahnmed*, 5:248-257.
136. Schweiger J., Beuer F., Eichberger M. 2006. Ein neues Vollkeramiksystem. *Quintessenz Zahntech*, 32(5):486-498.
137. Scott H. 1975. Phase relationship in the zirconia-yttria system. *J Mater Sci*, 10:1527-1535.
138. Scurria M. S., Bader J. D., Shugars D. A. 4/1998. Meta-analysis of fixed partial denture survival: prostheses and abutments. *J Prosthet Dent*, 79(4):459-464.
139. Seidel E. 2007. In-Vitro-Untersuchungen zu Frakturlast und Frakturmodus natürlicher endodontisch versorgter Prämolaren mit zweiflächigen Kavitäten. Dissertation, Homburg/Saar.
140. Shimada M., Matsushita K., Kuratani S., Okamoto T., Tsukuma K., Tsukidate T. 1984. Temperature dependence of Young's modulus and internal friction in alumina, silicon nitride, and partially stabilized zirconia ceramics. *J Am Ceram Soc*, 67(2):c-23-24.
141. Silva V. V., Lameiras F. S., Lobato Z. I. 2002. Biological reactivity of zirconia-hydroxyapatite composites. *J of Biomedical Mater Res*, 63:583-590.
142. Skwara S. 2011. persönliche Mitteilung.

143. Sorensen J. A. 2003. The LAVA system for CAD/CAM production of high strength precision fixed prosthodontics. *Quintessence of Dental Technology*, 26:57-67.
144. Stawarczyk B. 2011. ZrO<sub>2</sub>-und die richtige Bezeichnung ist? *Quintessenz Zahntech*, 37(2):162-172.
145. Stevens R., Hennike D. 1992. ZrO<sub>2</sub>-Keramik. Technische Keramische Werkstoffe. Grundwerk. Kriegsmann J. (Hrsg.), Deutscher Wirtschaftsdienst, Köln, 1-101.
146. Striezel R. 2001. Future Dent-Preisgünstiger mit Hilfe eines CAD/CAM-Systems. *Quintessenz Zahntech*, 27:970-978.
147. Strub J. R., Türp J. C., Witkowski S., Hürzeler M. B., Kern M. 2005. Curriculum Prothetik. 3., überarbeitete und erweiterte Auflage, Quintessenz Verlags-GmbH, Berlin, ISBN: 3-87652-499-7.
148. Subbarao E. C. 1981. Zirconia-an overview. In: Heuer A. H., Hobbs L. W., editors: Science and technology of zirconia. Columbus, OH: The American Ceramic Society, 1-24.
149. Sundh A., Molin M., Sjögren G. 2005. Fracture resistance of yttrium oxide partially-stabilized zirconia all-ceramic bridges after veneering and mechanical fatigue testing. *Dent Mater*, 21:476-482.
150. Tan K., Pjetursson B. E., Lang N. P., Chan E. S. 2004. A systematic review of the survival and complication rates of fixed partial dentures (FPDs) after an observation period of at least 5 years. *Clin Oral Implants Res*, 15:654-666.
151. Taskonak B., Yan J., Mecholsky Jr. J. J., Sertgöz A., Koçak A. 2008. Fractographic analyses of zirconia-based fixed partial dentures. *Dent Mater*, 24:1077-1082.
152. Tholey M. J., Swain M. V., Thiel N. 2009. SEM observations of porcelain Y-TZP interface. *Dent Mater*, 25:857-862.
153. Tinschert J., Schimmang A., Marx R. 11/1999. Belastbarkeit von zirkonoxidverstärkter In-Ceram Alumina-Keramik. *DZZ*, 54(11):695-699.
154. Tinschert J., Natt G. 2007. Oxidkeramiken und CAD/CAM-Technologien. Atlas für Klinik, Labortechnik und Werkstoffkunde. Deutscher Zahnärzte Verlag, Köln, ISBN: 978-3-7691-3342-4.
155. Tinschert J., Natt G., Spiekermann H. 2001. Aktuelle Standortbestimmung von Dentalkeramiken. *Dental-Praxis*, 18(9/10):293-309.

156. Tinschert J., Zvez D., Marx R., Anusavice K. J. 2000. Structural reliability of alumina-, feldspar-, leucite-, mica- and zirconia-based ceramics. *J Dent*, 28:529-535.
157. Torricelli P., Verne E., Brovarone C. V., Appendino P., Rusticelli F., Krajewski A., Ravaglioli A., Pierini G., Fini M., Giavaroni G., Giardino R. 2001. Biological glass coating on ceramic materials: in vitro evaluation using primary osteoblast cultures from healthy and osteopenic rat bone. *Biomaterials*, 22:2535-2543.
158. Tsukuma K., Kubota Y., Tsukidate T. 1984. Thermal and mechanical properties of  $Y_2O_3$ -stabilized tetragonal zirconia polycrystals. In: Claussen N., Ruhle M., Heuer A. H., The American Ceramic Society, Inc.: *Advances in Ceramics Vol. 12, Science and Technology of Zirconia II*, Columbus, Ohio, 382-390.
159. Watanabe M., Iio S., Fukuura I. 1984. Ageing behaviour of Y-TZP. In: Claussen N., Ruhle M., Heuer A. H., The American Ceramic Society, Inc.: *Advances in Ceramics Vol. 12, Science and Technology of Zirconia II*, Columbus, Ohio, 391-398.
160. Weppner W. 2/1983. Eigenschaften und Anwendung von Zirkoniumdioxid als Festelektrolyt. *Goldschmidt informiert*, 59:16.
161. Winnubst A. J. A., Burggraaf A. J. 1988. The ageing behaviour of ultrafine-grained Y-TZP in hot water. In: Somiya S., Yamamoto N., Yanagida H., The American Ceramic Society, Inc.: *Advances in Ceramics, Vol. 24, Science and Technology of Zirconia III*, Columbus, Ohio, 39-48.
162. Witowski S. 2005. (CAD-)/CAM in dental technology. *Quintessence of Dental Technology*, 28:169-184.
163. Wohlwend A., Studer S., Schärer P. 1997. The zirconium oxide abutment: an all-ceramic abutment for the esthetic improvement of implant superstructures. *Quintessence Dent Technol*, 1:63-74.
164. Yildirim M., Gustav M., Spiekermann H., Edelhoff D. 2003. Keramische Abutments-Ein aktueller Überblick. *Quintessenz Implantologie*, 11/2:139-156.
165. Yilmaz H., Aydin C., Gul B. E. 8/2007. Flexural strength and fracture toughness of dental core ceramics. *J Prosthet Dent*, 98(2):120-128.
166. Yoshimura M. 1988. Phase stability of zirconia. *Am Ceram Soc Bull*, 67(12):1950-1955.
167. Yoshimura M., Noma T., Kawabata K., Somiya S. 1987. Role of  $H_2O$  on the degradation process of Y-TZP. *J Mater Sci Lett*, 6:465-467.

- 
168. Zhang Y., Lawn B. R., Rekow E. D., Thompson V. P. 2004. Effect of sandblasting on the long-term performance of dental ceramics. J Biomed Mater Res Part B: Appl Biomater, 71B:381-386.

**Abbildungsverzeichnis**

	Name	Seite
Abb. 4-1	Prüfschema exemplarisch für einen Keramikhersteller	17
Abb. 5-1	VITA In-Ceram® YZ Prüfkörper Weißkörper (2) und VITA In-Ceram® YZ im dicht gesinterten Zustand (1)	22
Abb. 5-2	Diamantschleifer extrafein (a), fein (b) und mittel (c)	23
Abb. 5-3	Multimat Mach 2	24
Abb. 5-4	Thermocycler Willytec Haake W15 und Haake DC10	30
Abb. 5-5	Universalprüfmaschine Zwick/Roell Z005	31
Abb. 5-6	Versuchsaufbau im Drei-Punkt-Biegeversuch	34
Abb. 6-1	Biegefestigkeit (Mittelwert, Standardabweichung) nach ISO 6872-2008; Y-TZP: Goldquadrat Quattrodisc Zirkon opak	40
Abb. 6-2	Biegefestigkeit (Mittelwert, Standardabweichung) nach ISO 6872-2008; Y-TZP: VITA In-Ceram YZ	41
Abb. 6-3	Biegefestigkeit (Mittelwert, Standardabweichung) nach ISO 6872-2008; Y-TZP: Heraeus cara process Zr weiss	42
Abb. 6-4	Biegefestigkeit (Mittelwert, Standardabweichung) nach ISO 6872-2008; Y-TZP: R+K Organic Zirkon transluzent	43
Abb. 6-5	Biegefestigkeit (Mittelwert, Standardabweichung) nach ISO 6872-2008; Y-TZP: unterschiedliche Hersteller Prüfkörper: Modifikation 1 (unbehandelt)	46
Abb. 6-6	Biegefestigkeit (Mittelwert, Standardabweichung) nach ISO 6872-2008; Y-TZP: Goldquadrat Quattrodisc Zirkon opak	59
Abb. 6-7	Biegefestigkeit (Mittelwert, Standardabweichung) nach ISO 6872-2008; Y-TZP: unterschiedliche Hersteller Prüfkörper: Modifikation 1 (unbehandelt)	61
Abb. 6-8	Biegefestigkeit (Mittelwert, Standardabweichung) nach ISO 6872-2008; Y-TZP: Goldquadrat Quattrodisc Zirkon opak	62

Abb. 6-9	Biegefestigkeit (Mittelwert, Standardabweichung) nach ISO 6872-2008; Y-TZP: VITA In-Ceram YZ	63
Abb. 6-10	Biegefestigkeit (Mittelwert, Standardabweichung) nach ISO 6872-2008; Y-TZP: Heraeus cara process Zr weiss	64
Abb. 6-11	Biegefestigkeit (Mittelwert, Standardabweichung) nach ISO 6872-2008; Y-TZP: R+K Organic Zirkon transluzent	65
Abb. 6-12	Biegefestigkeit (Mittelwert, Standardabweichung) nach ISO 6872-2008; Y-TZP: Goldquadrat Quattrodisc Zirkon opak	66
Abb. 6-13	Biegefestigkeit (Mittelwert, Standardabweichung) nach ISO 6872-2008; Y-TZP: VITA In-Ceram YZ	67
Abb. 6-14	Biegefestigkeit (Mittelwert, Standardabweichung) nach ISO 6872-2008; Y-TZP: Heraeus cara process Zr weiss	68
Abb. 6-15	Biegefestigkeit (Mittelwert, Standardabweichung) nach ISO 6872-2008; Y-TZP: R+K Organic Zirkon transluzent	69
Abb. 6-16	Biegefestigkeit (Mittelwert, Standardabweichung) nach ISO 6872-2008; Y-TZP: unterschiedliche Hersteller; Prüfkörper: unbehandelt vs. bilateral Korund gestrahlt (Korngröße 50 µm)	70
Abb. 6-17	Biegefestigkeit (Mittelwert, Standardabweichung) nach ISO 6872-2008; Y-TZP: unterschiedliche Hersteller; Prüfkörper: unbehandelt vs. bilateral Korund gestrahlt (Korngröße 110 µm)	71
Abb. 6-18	Biegefestigkeit (Mittelwert, Standardabweichung) nach ISO 6872-2008; Y-TZP: unterschiedliche Hersteller; Prüfkörper: bilateral Korund gestrahlt (Korngröße 110 µm) vs. bilateral Korund gestrahlt (Korngröße 110 µm) + Nachsintern bei 1530 °C ("Regenerationsbrand")	72
Abb. 6-19	Biegefestigkeit (Mittelwert, Standardabweichung) nach ISO 6872-2008; Y-TZP: unterschiedliche Hersteller; Prüfkörper: unbehandelt vs. unilateral aufgesinterter Liner (angemischt mit a. dest.)	73

Abb. 6-20	Biegefestigkeit (Mittelwert, Standardabweichung) nach ISO 6872-2008; Y-TZP: unterschiedliche Hersteller; Prüfkörper: unbehandelt vs. unilateral mit VM® 9 verblendet	74
Abb. 6-21	Biegefestigkeit (Mittelwert, Standardabweichung) nach ISO 6872-2008; Y-TZP: unterschiedlichen Hersteller; Prüfkörper: unbehandelt vs. kausimulatorisch mehrfach belastete Keramiken	75
Abb. 6-22	Lichtmikroskopische Darstellung disparat bearbeiteter Keramiken bei einer 200fachen Vergrößerung (Hellfeld (HF)) (Axiotech (Carl Zeiss, Jena, Deutschland)) Y-TZP: VITA In-Ceram YZ	76
Abb. 6-23	Rasterelektronenmikroskopische Darstellung disparat bearbeiteter Keramiken bei einer 1000fachen Vergrößerung, 70 ° (LEO 1530 Gemini (LEO / Zeiss, Oberkochen, Deutschland)) Y-TZP: VITA In-Ceram YZ	77
Abb. 7-1	Prüfkörper mit vereinfachter und definierter Form ermöglichen standardisierbare Messungen	78
Abb. 7-2	Schematische Darstellung der Transformationsfestigkeit	86
Abb. 7-3	Schematische Darstellung der Kristallstruktur vor (A) und nach (B) einer thermischen Nachbehandlung	88

---

alle Abbildungen wurden erstellt von: Georg Benedix

## 9. Anhang

Tab. 9-1: Biegefestigkeit (Mittelwert, Standardabweichung) nach ISO 6872-2008.

Serie	Versuchsreihe	Biegefestigkeit [MPa]	Standardabweichung [MPa]
<u>Goldquadrat</u>	f.g., TLW	1000	153
<u>Quattrodisc</u>	f.g., Dia30µm, H <sub>2</sub> O, TLW	1089	93,2
<u>Zirkon</u>	f.g., u. Korund110µm, TLW	1335	125
<u>opak</u>	f.g., b. Korund110µm, TLW	1358	121
	f.g., Liner (a. dest), TLW	1228	130
	f.g.	922	178
	f.g., Dia15µm, H <sub>2</sub> O	1003	272
	f.g., Dia15µm	1044	345
	f.g., Dia30µm, H <sub>2</sub> O	902	96,5
	f.g., Dia30µm	904	96,1
	f.g., Dia30µm, H <sub>2</sub> O, NS	835	61
	f.g., Dia100µm, H <sub>2</sub> O	1173	217
	f.g., Dia100µm	858	217
	f.g., u. Korund50µm	1381	132
	f.g., b. Korund50µm	1356	80,7
	f.g., u. Korund110µm	1481	103
	f.g., b. Korund110µm	1330	176
	f.g., b. Korund110µm, NS	939	110
	f.g., Liner (a. dest.)	1014	130
	f.g., Vorbelastung 10x500MPa	774	113



<u>VITA</u>	f.g.	961	126
<u>In-Ceram®</u>	f.g., Dia15µm, H <sub>2</sub> O	1330	193
<u>YZ</u>	f.g., Dia15µm	1255	232
	f.g., Dia30µm, H <sub>2</sub> O	1138	143
	f.g., Dia30µm	1424	191
	f.g., Dia30µm, H <sub>2</sub> O, NS	974	98,6
	f.g., Dia100µm, H <sub>2</sub> O	1284	174
	f.g., Dia100µm	1176	61,4
	f.g., u. Korund50µm	1329	136
	f.g., b. Korund50µm	1503	204
	f.g., u. Korund110µm	1417	179
	f.g., b. Korund110µm	1280	239
	f.g., b. Korund110µm, NS	1007	59,5
	f.g., Liner (a. dest.)	851	116
	f.g., Liner (ML)	1034	171
	f.g., u. Korund110µm, Liner (a. dest.)	799	117
	f.g., u. Korund110µm, Liner (a. dest.), VM® 9	819	118
	f.g., VM® 9	763	81,9
	f.g., Liner (a. dest.), VM® 9	748	52,2
	f.g., Vorbelastung 10x500MPa	962	182

<u>Heraeus</u>	f.g.	991	163
<u>cara</u>	f.g., Dia15µm, H <sub>2</sub> O	1249	121
<u>process</u>	f.g., Dia15µm	1198	193
<u>Zr weiss</u>	f.g., Dia30µm, H <sub>2</sub> O	1329	126
	f.g., Dia30µm	1308	174
	f.g., Dia30µm, H <sub>2</sub> O, NS	1049	105
	f.g., Dia100µm, H <sub>2</sub> O	1160	66,9
	f.g., Dia100µm	1170	142
	f.g., u. Korund50µm	1352	205
	f.g., b. Korund50µm	1456	174
	f.g., u. Korund110µm	1334	221
	f.g., b. Korund110µm	1505	307
	f.g., b. Korund110µm, NS	926	57,8
	f.g., Liner (a. dest.)	1122	162
	f.g., Liner (ML)	996	90,8
	f.g., u. Korund110µm, Liner (a. dest.)	785	82
	f.g., u. Korund110µm, Liner (a. dest.), VM® 9	824	55,4
	f.g., VM® 9	624	55,7
	f.g., Liner (a. dest.), VM® 9	989	133
	f.g., Vorbelastung 10x500MPa	825	143

<u>R+K</u>	f.g.	863	139
<u>Organic</u>	f.g., Dia15µm, H <sub>2</sub> O	941	73,7
<u>Zirkon</u>	f.g., Dia15µm	861	152
<u>transluzent</u>	f.g., Dia30µm, H <sub>2</sub> O	1096	147
	f.g., Dia30µm	911	189
	f.g., Dia30µm, H <sub>2</sub> O, NS	971	71
	f.g., Dia100µm, H <sub>2</sub> O	1011	132
	f.g., Dia100µm	1134	124
	f.g., u. Korund50µm	1444	130
	f.g., b. Korund50µm	1352	155
	f.g., u. Korund110µm	1150	226
	f.g., b. Korund110µm	1346	120
	f.g., b. Korund110µm, NS	966	131
	f.g., b. Korund110µm, NS*	928	176
	f.g., Liner (a. dest.)	1342	212
	f.g., Liner (ML)	1016	210
	f.g., u. Korund110µm, Liner (a. dest.)	915	136
	f.g., u. Korund110µm, Liner (a. dest.), VM <sup>®</sup> 9	913	125
	f.g., VM <sup>®</sup> 9	553	77,2
	f.g., Liner (a. dest.), VM <sup>®</sup> 9	836	50,2
	f.g., Vorbelastung 10x500MPa	880	86,9

<b>Tab. 9-1:</b>	<b>a. dest.</b>	<b>= mit Aqua destillata angemischter Liner</b>
	<b>b.</b>	<b>= bilateral</b>
	<b>Dia</b>	<b>= Diamantschleifer mit 40.000 U/min angewendet</b>
	<b>f.g.</b>	<b>= dicht gesintert</b>
	<b>H<sub>2</sub>O</b>	<b>= Wasserspray-Kühlung</b>
	<b>ML</b>	<b>= mit Modelling Liquid angemischter Liner</b>
	<b>NS</b>	<b>= Nachsinterung bei 1.530 °C</b>
	<b>NS*</b>	<b>= Nachsinterung bei 930 °C</b>
	<b>TLW</b>	<b>= Temperaturlastwechsel</b>
	<b>u.</b>	<b>= unilateral</b>

Tab. 9-2: Darstellung der Elastizitätsmodule mittels Drei-Punkt-Biegeversuch.

<b>Serie</b>	<b>Versuchsreihe</b>	<b>Elastizitätsmodule [MPa]</b>	<b>Standardabweichung [MPa]</b>
<u>Goldquadrat</u>	f.g., TLW	135243	13532
<u>Quattrodisc</u>	f.g., Dia30µm, H <sub>2</sub> O, TLW	125039	15256
<u>Zirkon</u>	f.g., u. Korund110µm, TLW	122311	31402
<u>opak</u>	f.g., b. Korund110µm, TLW	134267	16802
	f.g., Liner (a. dest), TLW	120723	10039
	f.g.	131737	18121
	f.g., Dia15µm, H <sub>2</sub> O	139805	20379
	f.g., Dia15µm	162503	12657
	f.g., Dia30µm, H <sub>2</sub> O	124995	6726
	f.g., Dia30µm	125322	4607
	f.g., Dia30µm, H <sub>2</sub> O, NS	127936	6637
	f.g., Dia100µm, H <sub>2</sub> O	141470	18657
	f.g., Dia100µm	130459	18740
	f.g., u. Korund50µm	126718	13135
	f.g., b. Korund50µm	127134	6749
	f.g., u. Korund110µm	119796	8196
	f.g., b. Korund110µm	126463	11638
	f.g., b. Korund110µm, NS	143950	7030
	f.g., Liner (a. dest.)	107743	10377
	f.g., Vorbelastung 10x500MPa	128031	12558

<u>VITA</u>	f.g.	150697	8661
<u>In-Ceram®</u>	f.g., Dia15µm, H <sub>2</sub> O	148002	12056
<u>YZ</u>	f.g., Dia15µm	146063	12816
	f.g., Dia30µm, H <sub>2</sub> O	138432	7763
	f.g., Dia30µm	140979	8925
	f.g., Dia30µm, H <sub>2</sub> O, NS	151187	8390
	f.g., Dia100µm, H <sub>2</sub> O	145737	12090
	f.g., Dia100µm	137697	18591
	f.g., u. Korund50µm	143371	10988
	f.g., b. Korund50µm	145391	7958
	f.g., u. Korund110µm	137818	14459
	f.g., b. Korund110µm	143144	16944
	f.g., b. Korund110µm, NS	168895	10651
	f.g., Liner (a. dest.)	129972	11674
	f.g., Liner (ML)	111674	8365
	f.g., u. Korund110µm, Liner (a. dest.)	131644	15799
	f.g., u. Korund110µm, Liner (a. dest.), VM® 9	83798	18021
	f.g., VM® 9	128769	11907
	f.g., Liner (a. dest.), VM® 9	118811	7283
	f.g., Vorbelastung 10x500MPa	144958	8495

<u>Heraeus</u>	f.g.	144437	9134
<u>cara</u>	f.g., Dia15µm, H <sub>2</sub> O	150231	6908
<u>process</u>	f.g., Dia15µm	161188	9936
<u>Zr weiss</u>	f.g., Dia30µm, H <sub>2</sub> O	144414	12107
	f.g., Dia30µm	146531	15856
	f.g., Dia30µm, H <sub>2</sub> O, NS	143950	10125
	f.g., Dia100µm, H <sub>2</sub> O	139247	9644
	f.g., Dia100µm	156908	9549
	f.g., u. Korund50µm	138500	16230
	f.g., b. Korund50µm	154640	12250
	f.g., u. Korund110µm	141773	13032
	f.g., b. Korund110µm	160187	15278
	f.g., b. Korund110µm, NS	142198	13646
	f.g., Liner (a. dest.)	148077	15577
	f.g., Liner (ML)	135371	9204
	f.g., u. Korund110µm, Liner (a. dest.)	141665	10418
	f.g., u. Korund110µm, Liner (a. dest.), VM® 9	107097	8217
	f.g., VM® 9	101790	1447
	f.g., Liner (a. dest.), VM® 9	103984	11675
	f.g., Vorbelastung 10x500MPa	148627	8262

<u>R+K Organic</u>	f.g.	145510	13704
<u>Zirkon</u>	f.g., Dia15µm, H <sub>2</sub> O	135823	9976
<u>transluzent</u>	f.g., Dia15µm	124558	15296
	f.g., Dia30µm, H <sub>2</sub> O	138212	14346
	f.g., Dia30µm	146732	8152
	f.g., Dia30µm, H <sub>2</sub> O, NS	137987	9904
	f.g., Dia100µm, H <sub>2</sub> O	141334	8597
	f.g., Dia100µm	124712	31209
	f.g., u. Korund50µm	134824	16671
	f.g., b. Korund50µm	143734	10718
	f.g., u. Korund110µm	142464	9570
	f.g., b. Korund110µm	135935	9919
	f.g., b. Korund110µm, NS	125841	15807
	f.g., b. Korund110µm, NS*	155906	13759
	f.g., Liner (a. dest.)	127517	11511
	f.g., Liner (ML)	128863	6469
	f.g., u. Korund110µm, Liner (a. dest.)	134791	4116
	f.g., u. Korund110µm, Liner (a. dest.), VM <sup>®</sup> 9	128033	5044
	f.g., VM <sup>®</sup> 9	106264	5679
	f.g., Liner (a. dest.), VM <sup>®</sup> 9	111484	13490
	f.g., Vorbelastung 10x500MPa	151315	6134

**Tab. 9-2: Elastizitätsmodule (Mittelwert, Standardabweichung) nach ISO 6872-2008; Abkürzungen innerhalb der Versuchsreihen siehe Tab. 9.1**

Tab. 9-3: Prüfungsprotokolle der Drei-Punkt-Biegeversuche.

Hersteller:	Goldquadrat Quattrodisc Zirkon opak	2009-02-19
Modifikation:	1	
Probennummer	Biegefestigkeit [MPa]	Elastizitätsmodul [MPa]
1	1121	142334
2	848	114698
3	1027	135916
4	1281	162663
5	925	119558
6	988	143610
7	1094	137923
8	878	130809
9	1113	143598
10	729	121320
<b>X<sub>q</sub></b>	<b>1000</b>	<b>135243</b>
<b>S</b>	153	13532



Hersteller:	Goldquadrat Quattrodisc Zirkon opak	2009-02-19
Modifikation:	7	
Probennummer	Biegefestigkeit [MPa]	Elastizitätsmodul [MPa]
1	1104	116266
2	1039	120905
3	1138	121066
4	1037	132280
5	993	141057
6	1105	138317
7	973	88591
8	1165	132572
9	1271	144538
10	1063	134302
11	1067	104891
12	1281	108951
13	992	135335
14	1023	131480
<b>x<sub>q</sub></b>	<b>1089</b>	<b>125039</b>
<b>s</b>	93,2	15256

Hersteller:	Goldquadrat Quattrodisc Zirkon opak	2009-02-19
Modifikation:	20	
Probennummer	Biegefestigkeit [MPa]	Elastizitätsmodul [MPa]
1	975	129582
2	1299	119587
3	1257	109842
4	1177	121725
5	992	115306
6	1298	108998
7	1289	108574
8	1295	124688
9	1335	127361
10	1360	141568
x□	<b>1228</b>	<b>120723</b>
s	130	10039

Hersteller:	Goldquadrat Quattrodisc Zirkon opak	2009-02-19
Modifikation:	14	
Probennummer	Biegefestigkeit [MPa]	Elastizitätsmodul [MPa]
1	1594	149288
2	1270	139629
3	1469	147246
4	1303	131291
5	1073	121069
6	1349	113890
7	1287	129087
8	1290	124077
9	1284	119197
10	1364	29423
11	1401	141225
x□	<b>1335</b>	<b>122311</b>
s	125	31402

Hersteller:	Goldquadrat Quattrodisc Zirkon opak	2009-02-19
Modifikation:	16	
Probennummer	Biegefestigkeit [MPa]	Elastizitätsmodul [MPa]
1	1445	124612
2	1260	111204
3	1568	120878
4	1286	135390
5	1375	146743
6	1333	131461
7	1319	134533
8	1117	115222
9	1380	157572
10	1498	165054
<b>x□</b>	<b>1358</b>	<b>134267</b>
<b>s</b>	121	16802

Hersteller:	Goldquadrat Quattrodisc Zirkon opak	2009-02-26
Modifikation:	1	
Probennummer	Biegefestigkeit [MPa]	Elastizitätsmodul [MPa]
1	752	105829
2	925	132476
3	793	108602
4	1076	134379
5	1067	128135
6	1144	126187
7	803	112056
8	883	114800
<b>x□</b>	<b>930</b>	<b>120308</b>
<b>s</b>	139	10530

Hersteller:	Goldquadrat Quattrodisc Zirkon opak	2009-02-26
Modifikation:	6	
Probennummer	Biegefestigkeit [MPa]	Elastizitätsmodul [MPa]
1	912	122741
2	1048	112546
3	908	116031
4	805	115936
5	992	125571
6	1173	122796
7	1001	131451
8	930	133858
9	858	119820
10	974	113551
<b>X□</b>	<b>960</b>	<b>121430</b>
<b>s</b>	98,3	6918

Hersteller:	Goldquadrat Quattrodisc Zirkon opak	2009-02-26
Modifikation:	19	
Probennummer	Biegefestigkeit [MPa]	Elastizitätsmodul [MPa]
1	966	111441
2	967	111145
3	947	115410
4	1096	89645
5	1204	108027
6	1121	89253
7	990	93954
8	1121	115098
9	701	104657
10	1001	96093
11	986	111948
12	1042	117406
13	959	110896
14	1244	117328
15	869	123847
x□	<b>1014</b>	<b>107743</b>
s	130	10377

Hersteller:	Goldquadrat Quattrodisc Zirkon opak	2009-02-26
Modifikation:	13	
Probennummer	Biegefestigkeit [MPa]	Elastizitätsmodul [MPa]
1	1437	115296
2	1407	123009
3	1570	106821
4	1410	127957
5	1676	130349
6	1416	106806
7	1540	121379
8	1367	125832
9	1610	126840
10	1376	113670
x□	<b>1481</b>	<b>119796</b>
s	103	8196

Hersteller:	Goldquadrat Quattrodisc Zirkon opak	2009-02-26
Modifikation:	15	
Probennummer	Biegefestigkeit [MPa]	Elastizitätsmodul [MPa]
1	1520	105148
2	1543	127957
3	1155	117155
4	1598	123024
5	1364	108306
6	1348	124003
7	1476	125493
8	1331	112282
9	1317	113052
10	1319	118955
x□	<b>1397</b>	<b>117538</b>
s	127	7296

Hersteller:	Goldquadrat Quattrodisc Zirkon opak	2009-03-10
Modifikation:	1	
Probennummer	Biegefestigkeit [MPa]	Elastizitätsmodul [MPa]
1	946	134999
2	1004	130832
3	875	140171
4	820	122222
5	1001	132662
6	855	127510
x□	<b>917</b>	<b>131399</b>
s	71,4	5645

Hersteller:	Goldquadrat Quattrodisc Zirkon opak	2009-03-10
Modifikation:	11	
Probennummer	Biegefestigkeit [MPa]	Elastizitätsmodul [MPa]
1	1546	137025
2	1312	124186
3	1302	115134
4	1370	123001
5	1566	112796
6	1207	111671
7	1275	128640
8	1605	158662
9	1342	130926
10	1285	125137
x□	<b>1381</b>	<b>126718</b>
s	132	13135

Hersteller:	Goldquadrat Quattrodisc Zirkon opak	2009-03-10
Modifikation:	12	
Probennummer	Biegefestigkeit [MPa]	Elastizitätsmodul [MPa]
1	1354	128687
2	1526	133923
3	1319	124748
4	1390	128385
5	1247	133037
6	1358	119739
7	1290	113491
8	1433	135950
9	1284	126250
x $\bar{x}$	<b>1356</b>	<b>127134</b>
s	80,7	6749

Hersteller:	Goldquadrat Quattrodisc Zirkon opak	2009-03-10
Modifikation:	5	
Probennummer	Biegefestigkeit [MPa]	Elastizitätsmodul [MPa]
1	891	126322
2	1040	131213
3	1089	131300
4	981	127738
5	912	121637
6	815	118148
7	851	127067
8	791	117945
9	822	123502
10	846	128350
x $\bar{x}$	<b>904</b>	<b>125322</b>
s	96,1	4607



Hersteller:	Goldquadrat Quattrodisc Zirkon opak	2009-03-10
Modifikation:	26	
Probennummer	Biegefestigkeit [MPa]	Elastizitätsmodul [MPa]
1	832	140603
2	911	136566
3	895	133726
4	623	104205
<b>x□</b>	<b>815</b>	<b>128775</b>
<b>s</b>	115	14394

Hersteller:	Goldquadrat Quattrodisc Zirkon opak	2009-03-11
Modifikation:	1	
Probennummer	Biegefestigkeit [MPa]	Elastizitätsmodul [MPa]
1	791	128895
2	882	128938
3	665	107030
4	791	115222
5	909	126141
6	928	133296
<b>x□</b>	<b>828</b>	<b>123254</b>
<b>s</b>	90,3	9138

Hersteller:	Goldquadrat Quattrodisc Zirkon opak	2009-03-11
Modifikation:	26	
Probennummer	Biegefestigkeit [MPa]	Elastizitätsmodul [MPa]
1	800	119802
2	822	143478
3	605	136741
4	741	115153
5	774	125136
6	786	115455
7	920	145047
8	577	120456
x□	<b>753</b>	<b>127659</b>
s	106	11513

Hersteller:	Goldquadrat Quattrodisc Zirkon opak	2009-03-11
Modifikation:	6	
Probennummer	Biegefestigkeit [MPa]	Elastizitätsmodul [MPa]
1	721	135437
2	805	132495
3	946	120705
4	877	134741
5	785	129820
6	893	122255
7	904	130864
8	860	119372
9	914	134596
10	1003	129894
x□	<b>871</b>	<b>129017,9</b>
s	78,1	5743,410597

Hersteller:	Goldquadrat Quattrodisc Zirkon opak	2009-03-11
Modifikation:	8	
Probennummer	Biegefestigkeit [MPa]	Elastizitätsmodul [MPa]
1	786	124777
2	868	134238
3	882	137777
4	751	123190
5	920	127029
6	868	138141
7	896	124042
8	853	131018
9	695	117359
10	787	125444
<b>x□</b>	<b>831</b>	<b>128302</b>
<b>s</b>	68,4	6445

Hersteller:	Goldquadrat Quattrodisc Zirkon opak	2009-03-12
Modifikation:	1	
Probennummer	Biegefestigkeit [MPa]	Elastizitätsmodul [MPa]
1	880	124931
2	746	128009
3	828	126630
4	812	131110
5	608	114495
6	736	115954
<b>x□</b>	<b>768</b>	<b>123522</b>
<b>s</b>	86,8	6166

Hersteller:	Goldquadrat Quattrodisc Zirkon opak	2009-03-12
Modifikation:	17	
Probennummer	Biegefestigkeit [MPa]	Elastizitätsmodul [MPa]
1	922	155174
2	976	145312
3	681	
4	1135	144959
5	927	144277
6	977	134486
7	883	147345
8	985	130889
9	892	150468
10	1007	142637
x□	<b>939</b>	<b>143950</b>
s	110	7030

Hersteller:	Goldquadrat Quattrodisc Zirkon opak	2009-03-12
Modifikation:	15	
Probennummer	Biegefestigkeit [MPa]	Elastizitätsmodul [MPa]
1	1375	142413
2	1058	139602
3	1342	134766
4	1547	126795
5	959	120414
6	1324	127043
7	1355	145361
8	1283	137252
9	1425	139907
10	956	140336
x□	<b>1262</b>	<b>135389</b>
s	191	7636

Hersteller:	Goldquadrat Quattrodisc Zirkon opak	2009-03-12
Modifikation:	8	
Probennummer	Biegefestigkeit [MPa]	Elastizitätsmodul [MPa]
1	830	123031
2	805	133044
3	756	129752
4	838	134013
5	790	134773
6	840	131339
7	808	132828
8	934	113172
9	916	121800
10	869	121947
x□	<b>839</b>	<b>127570</b>
s	52,3	6803

Hersteller:	Goldquadrat Quattrodisc Zirkon opak	2009-03-12
Modifikation:	6	
Probennummer	Biegefestigkeit [MPa]	Elastizitätsmodul [MPa]
1	895	123640
2	914	125345
3	799	118123
4	974	135421
5	777	119242
6	914	123034
7	797	122050
8	896	124127
9	754	131995
10	1018	122406
x□	<b>874</b>	<b>124538</b>
s	83,8	5078

Hersteller:	Goldquadrat Quattrodisc Zirkon opak	2009-09-28
Modifikation:	1	
Probennummer	Biegefestigkeit [MPa]	Elastizitätsmodul [MPa]
1	850	155889
2	1263	157029
3	1399	159392
4	1267	158262
5	1050	170638
6	1147	182861
x□	<b>1163</b>	<b>164012</b>
s	177	9733

Hersteller:	Goldquadrat Quattrodisc Zirkon opak	2009-09-28
Modifikation:	4	
Probennummer	Biegefestigkeit [MPa]	Elastizitätsmodul [MPa]
1	1110	173765
2	1586	165398
3	795	141994
4	706	
5	964	126208
6	896	138349
7	1069	106193
8	575	
9	1213	140583
10	1118	125948
x□	<b>1003</b>	<b>139805</b>
s	272	20379

Hersteller:	Goldquadrat Quattrodisc Zirkon opak	2009-09-28
Modifikation:	3	
Probennummer	Biegefestigkeit [MPa]	Elastizitätsmodul [MPa]
1	540	
2	794	135457
3	1306	170541
4	1264	163327
5	712	
6	1190	162761
7	1593	172831
8	1479	170099
9	810	
10	755	
x□	<b>1044</b>	<b>162503</b>
s	345	12657

Hersteller:	Goldquadrat Quattrodisc Zirkon opak	2009-09-28
Modifikation:	10	
Probennummer	Biegefestigkeit [MPa]	Elastizitätsmodul [MPa]
1	1175	139619
2	1134	155724
3	1483	153239
4	1210	145151
5	1346	154357
6	1483	156857
7	904	103299
8	1234	107828
9	857	151255
10	908	147371
x□	<b>1173</b>	<b>141470</b>
s	217	18657

Hersteller:	Goldquadrat Quattrodisc Zirkon opak	2009-09-28
Modifikation:	9	
Probennummer	Biegefestigkeit [MPa]	Elastizitätsmodul [MPa]
1	946	156462
2	797	
3	891	102421
4	1203	151752
5	1076	126833
6	1037	127938
7	603	
8	912	117346
9	491	
10	623	
x□	<b>858</b>	<b>130459</b>
s	217	18740

Hersteller:	VITA In-Ceram® YZ	2009-05-25
Modifikation:	1	
Probennummer	Biegefestigkeit [MPa]	Elastizitätsmodul [MPa]
1	1075	146791
2	1054	159444
3	1039	166345
4	1014	150544
5	919	153681
6	763	130375
7	929	152866
8	954	150064
9	1003	154450
10	1082	154639
x□	<b>983</b>	<b>151920</b>
s	91,8	8822



Hersteller:	VITA In-Ceram® YZ	2009-05-25
Modifikation:	4	
Probennummer	Biegefestigkeit [MPa]	Elastizitätsmodul [MPa]
1	1293	152209
2	1224	138781
3	1303	145139
4	1215	166233
5	1191	149059
6	1215	140788
7	1570	159468
8	1818	162204
9	1239	123638
10	1229	142496
x□	<b>1330</b>	<b>148002</b>
s	193	12056

Hersteller:	VITA In-Ceram® YZ	2009-05-25
Modifikation:	6	
Probennummer	Biegefestigkeit [MPa]	Elastizitätsmodul [MPa]
1	1179	135086
2	1372	133847
3	1216	139547
4	1309	155408
5	996	144758
6	1272	143888
7	1061	128348
8	1012	140270
9	1010	129090
10	951	134079
x□	<b>1138</b>	<b>138432</b>
s	142	7763

Hersteller:	VITA In-Ceram® YZ	2009-05-25
Modifikation:	13	
Probennummer	Biegefestigkeit [MPa]	Elastizitätsmodul [MPa]
1	1416	138008
2	1409	139754
3	1360	152694
4	1753	155994
5	1419	122919
6	1080	109265
7	1344	140927
8	1422	121930
9	1291	145690
10	1678	151000
<b>x□</b>	<b>1417</b>	<b>137818</b>
<b>s</b>	179	14459

Hersteller:	VITA In-Ceram® YZ	2009-05-26
Modifikation:	1	
Probennummer	Biegefestigkeit [MPa]	Elastizitätsmodul [MPa]
1	1060	148515
2	1173	156364
3	1074	155230
4	1009	150221
5	1050	145820
6	935	156697
7	968	140134
<b>x□</b>	<b>1038</b>	<b>150426</b>
<b>s</b>	72,2	5713

Hersteller:	VITA In-Ceram® YZ	2009-05-26
Modifikation:	19	
Probennummer	Biegefestigkeit [MPa]	Elastizitätsmodul [MPa]
1	825	110819
2	963	114113
3	875	133793
4	721	
5	859	132489
6	592	
7	820	
8	897	135390
9	953	144339
10	1001	138860
X□	<b>851</b>	<b>129972</b>
s	116	11674

Hersteller:	VITA In-Ceram® YZ	2009-05-26
Modifikation:	22	
Probennummer	Biegefestigkeit [MPa]	Elastizitätsmodul [MPa]
1	731	107543
2	934	130350
3	818	139074
4	793	
5	795	
6	678	
7	829	140721
8	755	
9	765	126159
10	635	
11	661	
X□	<b>763</b>	<b>128769</b>
s	81,9	11907

Hersteller:	VITA In-Ceram® YZ	2009-05-26
Modifikation:	23	
Probennummer	Biegefestigkeit [MPa]	Elastizitätsmodul [MPa]
1	704	114012
2	808	114152
3	738	116344
4	715	114950
5	846	107945
6	758	129203
7	774	126490
8	775	127391
9	667	
10	695	
X□	<b>748</b>	<b>118811</b>
s	52,2	7283

Hersteller:	VITA In-Ceram® YZ	2009-05-26
Modifikation:	26	
Probennummer	Biegefestigkeit [MPa]	Elastizitätsmodul [MPa]
1	892	
2	795	
3	954	
4	950	157221
5	822	131714
6	836	140197
7	967	135988
8	902	151493
9	808	
10	1320	149283
11	1338	148812
X□	<b>962</b>	<b>144958</b>
s	182	8495

Hersteller:	VITA In-Ceram® YZ	2009-05-26
Modifikation:	24	
Probennummer	Biegefestigkeit [MPa]	Elastizitätsmodul [MPa]
1	852	
2	710	
3	891	
4	783	128275
5	796	132700
6	804	117788
7	730	114717
8	549	
9	858	133043
10	1013	163341
<b>x□</b>	<b>799</b>	<b>131644</b>
<b>s</b>	117	15799

Hersteller:	VITA In-Ceram® YZ	2009-05-26
Modifikation:	8	
Probennummer	Biegefestigkeit [MPa]	Elastizitätsmodul [MPa]
1	983	158166
2	758	
3	1023	152743
4	958	153604
5	923	146578
6	1063	156998
7	974	142981
8	918	157637
9	982	132599
10	1159	159374
<b>x□</b>	<b>974</b>	<b>151187</b>
<b>s</b>	98,6	8390

Hersteller:	VITA In-Ceram® YZ	2009-05-26
Modifikation:	17	
Probennummer	Biegefestigkeit [MPa]	Elastizitätsmodul [MPa]
1	1084	187692
2	925	
3	1030	177584
4	1034	176190
5	987	153817
6	1009	155448
7	1071	165431
8	1041	166673
9	1009	168321
10	882	
X□	<b>1007</b>	<b>168895</b>
S	59,5	10651

Hersteller:	VITA In-Ceram® YZ	2009-09-14
Modifikation:	1	
Probennummer	Biegefestigkeit [MPa]	Elastizitätsmodul [MPa]
1	1132	152942
2	1075	130300
3	794	
4	1023	155664
5	1021	163056
6	644	
X□	<b>948</b>	<b>150491</b>
S	172	12230

Hersteller:	VITA In-Ceram® YZ	2009-09-14
Modifikation:	3	
Probennummer	Biegefestigkeit [MPa]	Elastizitätsmodul [MPa]
1	1413	133438
2	1177	153368
3	1537	146797
4	1479	137932
5	1009	148906
6	812	118292
7	1280	151461
8	1226	153205
9	1143	129825
10	841	135337
x□	<b>1192</b>	<b>140856</b>
s	237	11165

Hersteller:	VITA In-Ceram® YZ	2009-09-14
Modifikation:	10	
Probennummer	Biegefestigkeit [MPa]	Elastizitätsmodul [MPa]
1	1284	151670
2	1525	130587
3	1008	123816
4	1545	149789
5	1470	135889
6	1199	156474
7	1274	155557
8	1056	165329
9	1217	145207
10	1261	143051
x□	<b>1284</b>	<b>145737</b>
s	174	12090

Hersteller:	VITA In-Ceram® YZ	2009-09-14
Modifikation:	11	
Probennummer	Biegefestigkeit [MPa]	Elastizitätsmodul [MPa]
1	1627	149926
2	1240	126527
3	1256	151383
4	1347	150600
5	1551	146800
6	1207	132812
7	1242	141026
8	1269	126964
9	1279	145252
10	1270	162417
x□	<b>1329</b>	<b>143371</b>
s	136	10988

Hersteller:	VITA In-Ceram® YZ	2009-09-14
Modifikation:	12	
Probennummer	Biegefestigkeit [MPa]	Elastizitätsmodul [MPa]
1	1717	150803
2	1692	146719
3	1531	150608
4	1721	150583
5	1368	133385
6	1521	130850
7	1299	144980
8	1133	139083
9	1733	156812
10	1317	150086
x□	<b>1503</b>	<b>145391</b>
s	204	7958



Hersteller:	VITA In-Ceram® YZ	2009-09-30
Modifikation:	1	
Probennummer	Biegefestigkeit [MPa]	Elastizitätsmodul [MPa]
1	819	
2	976	148800
3	820	
4	916	155464
5	817	
6	734	138316
x□	<b>847</b>	<b>147527</b>
s	78,2	7058

Hersteller:	VITA In-Ceram® YZ	2009-09-30
Modifikation:	3	
Probennummer	Biegefestigkeit [MPa]	Elastizitätsmodul [MPa]
1	1123	130660
2	1236	158613
3	1316	129919
4	1373	153675
5	1521	163484
6	1252	161135
7	1814	165812
8	1289	157597
9	1022	145673
10	1232	146122
x□	<b>1318</b>	<b>151269</b>
s	209	12232

Hersteller:	VITA In-Ceram® YZ	2009-09-30
Modifikation:	5	
Probennummer	Biegefestigkeit [MPa]	Elastizitätsmodul [MPa]
1	1582	153892
2	1635	141099
3	1193	139544
4	1370	140419
5	1354	127333
6	1111	153957
7	1596	129517
8	1507	141681
9	1219	132779
10	1666	149566
<b>X□</b>	<b>1424</b>	<b>140979</b>
<b>s</b>	191	8925

Hersteller:	VITA In-Ceram® YZ	2009-09-30
Modifikation:	9	
Probennummer	Biegefestigkeit [MPa]	Elastizitätsmodul [MPa]
1	1186	155517
2	1189	162819
3	1295	130624
4	1152	119447
5	1246	144044
6	1106	96260
7	1077	152655
8	1138	147316
9	1157	130559
10	1213	137730
<b>X□</b>	<b>1176</b>	<b>137697</b>
<b>s</b>	61,4	18591

Hersteller:	VITA In-Ceram® YZ	2009-09-30
Modifikation:	15	
Probennummer	Biegefestigkeit [MPa]	Elastizitätsmodul [MPa]
1	1139	126252
2	1072	128192
3	1326	138185
4	1597	141362
5	1052	157952
6	1032	127599
7	1062	166921
8	1602	163002
9	1258	119724
10	1657	162252
x□	<b>1280</b>	<b>143144</b>
s	239	16944

Hersteller:	VITA In-Ceram® YZ	2009-09-30
Modifikation:	25	
Probennummer	Biegefestigkeit [MPa]	Elastizitätsmodul [MPa]
1	682	95291
2	743	91340
3	1030	95294
4	1000	82945
5	904	49018
6	819	117902
7	769	75072
8	738	91179
9	834	65502
10	672	74436
x□	<b>819</b>	<b>83798</b>
s	118	18021

Hersteller:	Heraeus cara process Zr weiss	2009-08-06
Modifikation:	1	
Probennummer	Biegefestigkeit [MPa]	Elastizitätsmodul [MPa]
1	1018	151907
2	538	
3	877	142480
4	870	138642
5	789	
6	791	
7	840	132324
8	996	148273
9	935	147104
10	795	134258
<b>x□</b>	<b>845</b>	<b>142141</b>
<b>s</b>	129	6850

Hersteller:	Heraeus cara process Zr weiss	2009-08-06
Modifikation:	13	
Probennummer	Biegefestigkeit [MPa]	Elastizitätsmodul [MPa]
1	1236	118301
2	1605	145134
3	1257	151406
4	1316	140050
5	1323	150984
6	887	118583
7	1250	147492
8	1435	150304
9	1697	153706
<b>x□</b>	<b>1334</b>	<b>141773</b>
<b>s</b>	221	13032

Hersteller:	Heraeus cara process Zr weiss	2009-08-06
Modifikation:	26	
Probennummer	Biegefestigkeit [MPa]	Elastizitätsmodul [MPa]
1	702	
2	1010	153536
3	1018	158528
4	902	134114
5	885	146412
6	735	
7	641	
8	628	
9	907	150545
x□	<b>825</b>	<b>148627</b>
s	143	8262

Hersteller:	Heraeus cara process Zr weiss	2009-08-10
Modifikation:	1	
Probennummer	Biegefestigkeit [MPa]	Elastizitätsmodul [MPa]
1	994	152975
2	890	121167
3	1075	162333
4	1183	157013
5	1050	155724
6	1142	150284
x□	<b>1056</b>	<b>149916</b>
s	96,1	13381

Hersteller:	Heraeus cara process Zr weiss	2009-08-10
Modifikation:	15	
Probennummer	Biegefestigkeit [MPa]	Elastizitätsmodul [MPa]
1	1760	163830
2	1631	160087
3	1701	168253
4	1511	159609
5	1618	165441
6	1789	183480
7	1798	153317
8	1031	154379
9	1320	171662
10	886	121812
x□	<b>1505</b>	<b>160187</b>
s	307	15278

Hersteller:	Heraeus cara process Zr weiss	2009-08-10
Modifikation:	3	
Probennummer	Biegefestigkeit [MPa]	Elastizitätsmodul [MPa]
1	1186	169303
2	1424	166640
3	1309	174237
4	943	146415
5	893	170191
6	997	169889
7	1233	147123
8	1507	159346
9	1314	149259
10	1172	159481
x□	<b>1198</b>	<b>161188</b>
s	193	9936

Hersteller:	Heraeus cara process Zr weiss	2009-08-10
Modifikation:	4	
Probennummer	Biegefestigkeit [MPa]	Elastizitätsmodul [MPa]
1	1313	153068
2	1392	149310
3	1232	151354
4	1111	133072
5	1051	154521
6	1365	142205
7	1431	154588
8	1198	157316
9	1262,61	153483
10	1134	153396
x□	<b>1249</b>	<b>150231</b>
s	121	6908

Hersteller:	Heraeus cara process Zr weiss	2009-08-10
Modifikation:	5	
Probennummer	Biegefestigkeit [MPa]	Elastizitätsmodul [MPa]
1	1352	171179
2	1258	121029
3	1369	119148
4	1282	159163
5	1385	153743
6	1306	152720
7	902	
8	1625	146328
9	1195	148749
10	1406	146719
x□	<b>1308</b>	<b>146531</b>
s	174	15856

Hersteller:	Heraeus cara process Zr weiss	2009-08-10
Modifikation:	6	
Probennummer	Biegefestigkeit [MPa]	Elastizitätsmodul [MPa]
1	1185	143015
2	1275	172635
3	1190	141288
4	1567	150110
5	1451	135146
6	1428	153993
7	1176	141874
8	1362	143070
9	1401	138783
10	1255	124226
x□	<b>1329</b>	<b>144414</b>
s	126	12107

Hersteller:	Heraeus cara process Zr weiss	2009-08-10
Modifikation:	19	
Probennummer	Biegefestigkeit [MPa]	Elastizitätsmodul [MPa]
1	910	128260
2	1126	139447
3	1168	165052
4	771	138680
5	1192	142801
6	1241	173216
7	1273	169704
8	1281	137839
9	1134	137697
x□	<b>1122</b>	<b>148077</b>
s	162	15577



Hersteller:	Heraeus cara process Zr weiss	2009-08-11
Modifikation:	1	
Probennummer	Biegefestigkeit [MPa]	Elastizitätsmodul [MPa]
1	734	
2	1290	155519
3	802	137603
4	1177	151327
5	864	
6	777	
7	743	
8	858	145872
x□	<b>906</b>	<b>147580</b>
s	196	6699

Hersteller:	Heraeus cara process Zr weiss	2009-08-11
Modifikation:	23	
Probennummer	Biegefestigkeit [MPa]	Elastizitätsmodul [MPa]
1	923	88532
2	953	104382
3	1137	114625
4	972	113600
5	1005	81321
6	1224	107324
7	1089	112100
8	998	98046
9	873	98242
x□	<b>1019</b>	<b>102019</b>
s	105	10897

Hersteller:	Heraeus cara process Zr weiss	2009-08-11
Modifikation:	17	
Probennummer	Biegefestigkeit [MPa]	Elastizitätsmodul [MPa]
1	929	137862
2	972	149435
3	927	144556
4	968	155495
5	827	115118
6	996	154966
7	977	149804
8	960	148864
9	868	147748
10	839	118135
x□	<b>926</b>	<b>142198</b>
s	57,8	13646

Hersteller:	Heraeus cara process Zr weiss	2009-08-11
Modifikation:	8	
Probennummer	Biegefestigkeit [MPa]	Elastizitätsmodul [MPa]
1	1028	134652
2	917	125208
3	979	141108
4	1065	149271
5	1002	140026
6	1162	144350
7	944	144586
8	979	160512
9	1149	159644
10	1264	140139
x□	<b>1049</b>	<b>143950</b>
s	105	10125

Hersteller:	Heraeus cara process Zr weiss	2009-09-14
Modifikation:	1	
Probennummer	Biegefestigkeit [MPa]	Elastizitätsmodul [MPa]
1	1056	140349
2	865	137840
3	959	140888
4	1043	131493
5	803	135881
6	986	145158
x□	<b>952</b>	<b>138602</b>
s	91,4	4277

Hersteller:	Heraeus cara process Zr weiss	2009-09-14
Modifikation:	11	
Probennummer	Biegefestigkeit [MPa]	Elastizitätsmodul [MPa]
1	1721	114012
2	1445	151796
3	1123	117094
4	974	111544
5	1334	148346
6	1584	154422
7	1441	143392
8	1227	144469
9	1323	149677
10	1350	150246
x□	<b>1352</b>	<b>138500</b>
s	205	16230

Hersteller:	Heraeus cara process Zr weiss	2009-09-14
Modifikation:	12	
Probennummer	Biegefestigkeit [MPa]	Elastizitätsmodul [MPa]
1	1557	147641
2	1329	149728
3	1337	154429
4	1714	160082
5	1216	153233
6	1443	142145
7	1446	179752
8	1720	171050
9	1221	136406
10	1577	151933
x□	<b>1456</b>	<b>154640</b>
s	174	12250

Hersteller:	Heraeus cara process Zr weiss	2009-09-14
Modifikation:	9	
Probennummer	Biegefestigkeit [MPa]	Elastizitätsmodul [MPa]
1	1286	164121
2	1194	156761
3	10206	155680
4	10016	153006
5	1452	175715
6	1301	170056
7	1199	149631
8	1168	143949
9	1096	149001
10	985	151160
x□	<b>1170</b>	<b>156908</b>
s	142	9549

Hersteller:	Heraeus cara process Zr weiss	2009-09-14
Modifikation:	10	
Probennummer	Biegefestigkeit [MPa]	Elastizitätsmodul [MPa]
1	1233	134723
2	1168	143173
3	1183	125363
4	1074	121639
5	1149	146105
6	1170	149177
7	1261	152373
8	1156	144306
9	1018	142477
10	1190	133136
<b>x□</b>	<b>1160</b>	<b>139247</b>
<b>s</b>	66,9	9644

Hersteller:	Heraeus cara process Zr weiss	2009-09-15
Modifikation:	1	
Probennummer	Biegefestigkeit [MPa]	Elastizitätsmodul [MPa]
1	848	142074
2	983	143816
3	940	144393
4	524	
5	1112	157122
6	939	140404
<b>x□</b>	<b>891</b>	<b>145562</b>
<b>s</b>	182	5947

Hersteller:	Heraeus cara process Zr weiss	2009-09-15
Modifikation:	22	
Probennummer	Biegefestigkeit [MPa]	Elastizitätsmodul [MPa]
1	673	100709
2	583	
3	674	
4	609	
5	595	100827
6	594	
7	518	
8	615	
9	726	103835
10	651	
x□	<b>624</b>	<b>101790</b>
s	55,7	1447

Hersteller:	Heraeus cara process Zr weiss	2009-09-15
Modifikation:	23	
Probennummer	Biegefestigkeit [MPa]	Elastizitätsmodul [MPa]
1	971	110726
2	943	95568
3	1088	122233
4	891	107356
5	1232	120688
6	1119	121362
7	725	103508
8	744	88810
9	927	93392
10	981	93882
x□	<b>962</b>	<b>105753</b>
s	150	12063

Hersteller:	Heraeus cara process Zr weiss	2009-09-15
Modifikation:	21	
Probennummer	Biegefestigkeit [MPa]	Elastizitätsmodul [MPa]
1	921	137494
2	903	137337
3	947	133122
4	1026	111084
5	1178	148786
6	1038	134938
7	925	138703
8	991	133715
9	905	142389
10	1125	136138
x□	<b>996</b>	<b>135371</b>
s	90,8	9204

Hersteller:	Heraeus cara process Zr weiss	2009-09-15
Modifikation:	24	
Probennummer	Biegefestigkeit [MPa]	Elastizitätsmodul [MPa]
1	635	
2	903	159048
3	824	
4	799	
5	717	
6	658	
7	816	144568
8	813	132314
9	841	142709
10	845	129684
x□	<b>785</b>	<b>141665</b>
s	82,0	10418

Hersteller:	Heraeus cara process Zr weiss	2009-09-15
Modifikation:	25	
Probennummer	Biegefestigkeit [MPa]	Elastizitätsmodul [MPa]
1	928	116176
2	717	106038
3	854	118960
4	804	100711
5	839	117554
6	748	94270
7	846	97736
8	830	105645
9	822	102122
10	850	111754
<b>x□</b>	<b>824</b>	<b>107097</b>
<b>s</b>	55,4	8217

Hersteller:	R+K Organic Zirkon transluzent	2009-08-12
Modifikation:	1	
Probennummer	Biegefestigkeit [MPa]	Elastizitätsmodul [MPa]
1	805	133845
2	841	139711
3	735	
4	676	
5	811	
6	950	141064
7	1032	136248
8	944	149842
9	724	
10	951	148432
<b>x□</b>	<b>847</b>	<b>141524</b>
<b>s</b>	112	5877



Hersteller:	R+K Organic Zirkon transluzent	2009-08-12
Modifikation:	3	
Probennummer	Biegefestigkeit [MPa]	Elastizitätsmodul [MPa]
1	777	128975
2	593	89354
3	766	108743
4	779	131726
5	783	118494
6	993	141005
7	1056	118839
8	775	131423
9	1037	137288
10	1052	139730
x□	<b>861</b>	<b>124558</b>
s	152	15296

Hersteller:	R+K Organic Zirkon transluzent	2009-08-12
Modifikation:	4	
Probennummer	Biegefestigkeit [MPa]	Elastizitätsmodul [MPa]
1	980	146525
2	852	151878
3	914	119071
4	989	127559
5	992	139316
6	791	136998
7	988	122890
8	907	133146
9	935	135746
10	1056	145097
x□	<b>941</b>	<b>135823</b>
s	73,7	9976

Hersteller:	R+K Organic Zirkon transluzent	2009-08-12
Modifikation:	5	
Probennummer	Biegefestigkeit [MPa]	Elastizitätsmodul [MPa]
1	972	143271
2	1159	141938
3	1187	160771
4	804	137039
5	948	149015
6	1107	137033
7	1011	156989
8	727	
9	666	
10	614	
11	829	147801
x□	<b>911</b>	<b>146732</b>
s	189	8152

Hersteller:	R+K Organic Zirkon transluzent	2009-08-12
Modifikation:	6	
Probennummer	Biegefestigkeit [MPa]	Elastizitätsmodul [MPa]
1	1142	162627
2	900	137933
3	1419	147619
4	1284	150880
5	1095	132192
6	1063	141508
7	946	108558
8	1055	124192
9	1006	145014
10	1049	131599
x□	<b>1096</b>	<b>138212</b>
s	147	14346

Hersteller:	R+K Organic Zirkon transluzent	2009-08-12
Modifikation:	19	
Probennummer	Biegefestigkeit [MPa]	Elastizitätsmodul [MPa]
1	1693	126367
2	1392	134262
3	1070	107169
4	1671	134638
5	1247	134007
6	1351	141776
7	1370	130599
8	1054	109757
9	1433	117299
10	1140	139291
<b>x□</b>	<b>1342</b>	<b>127517</b>
<b>s</b>	212	11511

Hersteller:	R+K Organic Zirkon transluzent	2009-09-15
Modifikation:	1	
Probennummer	Biegefestigkeit [MPa]	Elastizitätsmodul [MPa]
1	609	
2	704	
3	963	157989
4	762	129953
5	680	
6	112	155261
<b>x□</b>	<b>807</b>	<b>147734</b>
<b>s</b>	178	12623

Hersteller:	R+K Organic Zirkon transluzent	2009-09-15
Modifikation:	11	
Probennummer	Biegefestigkeit [MPa]	Elastizitätsmodul [MPa]
1	1710	131267
2	1454	119381
3	1303	136134
4	1479	128619
5	1354	99279
6	1214	158324
7	1496	151055
8	1552	151820
9	1416	143797
10	1462	128559
x□	<b>1444</b>	<b>134824</b>
s	130	16671

Hersteller:	R+K Organic Zirkon transluzent	2009-09-15
Modifikation:	12	
Probennummer	Biegefestigkeit [MPa]	Elastizitätsmodul [MPa]
1	1457	139487
2	1381	152719
3	1420	161350
4	1256	148730
5	1285	136762
6	964	141103
7	1450	141896
8	1307	152112
9	1458	119535
10	1544	143649
x□	<b>1352</b>	<b>143734</b>
s	155	10718

Hersteller:	R+K Organic Zirkon transluzent	2009-09-15
Modifikation:	24	
Probennummer	Biegefestigkeit [MPa]	Elastizitätsmodul [MPa]
1	887	127636
2	919	132671
3	1007	131961
4	1112	140978
5	1039	141366
6	795	136160
7	995	133712
8	863	132948
9	932	135689
10	605	
x□	<b>915</b>	<b>134791</b>
s	136	4116

Hersteller:	R+K Organic Zirkon transluzent	2009-09-15
Modifikation:	8	
Probennummer	Biegefestigkeit [MPa]	Elastizitätsmodul [MPa]
1	987	136399
2	999	141974
3	1019	139500
4	1082	139908
5	908	142472
6	971	153916
7	1016	148452
8	986	126752
9	807	117429
10	932	133069
x□	<b>971</b>	<b>137987</b>
s	71,0	9904

Hersteller:	R+K Organic Zirkon transluzent	2009-09-15
Modifikation:	17	
Probennummer	Biegefestigkeit [MPa]	Elastizitätsmodul [MPa]
1	1062	102086
2	831	118507
3	1076	130378
4	787	110476
5	1134	139079
6	1063	132702
7	834	128546
8	1001	130208
9	1083	158377
10	790	108049
x□	<b>966</b>	<b>125841</b>
s	131	15807

Hersteller:	R+K Organic Zirkon transluzent	2009-09-15
Modifikation:	21	
Probennummer	Biegefestigkeit [MPa]	Elastizitätsmodul [MPa]
1	806	119972
2	481	
3	1232	130999
4	1071	137434
5	1202	127371
6	1119	140923
7	998	124479
8	1129	121633
9	1054	128652
10	1066	128304
x□	<b>1016</b>	<b>128863</b>
s	210	6469

Hersteller:	R+K Organic Zirkon transluzent	2009-09-15
Modifikation:	23	
Probennummer	Biegefestigkeit [MPa]	Elastizitätsmodul [MPa]
1	815	116189
2	800	119305
3	783	119001
4	892	104612
5	906	115260
6	845	83591
7	882	111408
8	749	102455
9	806	104806
10	880	138212
<b>x<math>\bar{x}</math></b>	<b>836</b>	<b>111484</b>
<b>s</b>	50,2	13490

Hersteller:	R+K Organic Zirkon transluzent	2009-09-16
Modifikation:	1	
Probennummer	Biegefestigkeit [MPa]	Elastizitätsmodul [MPa]
1	870	133645
2	771	133759
3	922	134646
4	843	145786
5	858	145414
6	911	140061
<b>x<math>\bar{x}</math></b>	<b>863</b>	<b>138885</b>
<b>s</b>	49,5	5218

Hersteller:	R+K Organic Zirkon transluzent	2009-09-16
Modifikation:	9	
Probennummer	Biegefestigkeit [MPa]	Elastizitätsmodul [MPa]
1	1109	150168
2	1038	120293
3	1080	130370
4	1162	141316
5	1126	148370
6	1305	90530
7	1378	153932
8	910	131670
9	1129	46891
10	1099	133578
x□	<b>1134</b>	<b>124712</b>
s	124	31209

Hersteller:	R+K Organic Zirkon transluzent	2009-09-16
Modifikation:	10	
Probennummer	Biegefestigkeit [MPa]	Elastizitätsmodul [MPa]
1	886	147459
2	787	
3	1043	142508
4	1050	148874
5	1098	144425
6	1149	128037
7	1237	146595
8	860	
9	1042	147169
10	957	125602
x□	<b>1011</b>	<b>141334</b>
s	132	8597



Hersteller:	R+K Organic Zirkon transluzent	2009-09-16
Modifikation:	22	
Probennummer	Biegefestigkeit [MPa]	Elastizitätsmodul [MPa]
1	559	
2	418	
3	555	
4	651	110118
5	678	110439
6	537	
7	519	98234
8	471	
9	632	
10	512	
x□	<b>553</b>	<b>106264</b>
s	77,2	5679

Hersteller:	R+K Organic Zirkon transluzent	2009-09-16
Modifikation:	26	
Probennummer	Biegefestigkeit [MPa]	Elastizitätsmodul [MPa]
1	895	156382
2	713	
3	909	146127
4	885	155417
5	1001	150851
6	860	
7	771	
8	841	140898
9	923	
10	1007	158215
x□	<b>880</b>	<b>151315</b>
s	86,9	6134

Hersteller:	R+K Organic Zirkon transluzent	2009-09-17
Modifikation:	1	
Probennummer	Biegefestigkeit [MPa]	Elastizitätsmodul [MPa]
1	1001	148261
2	671	
3	1098	151803
4	714	
5	851	145748
6	941	151315
x□	<b>879</b>	<b>149282</b>
s	152	2451

Hersteller:	R+K Organic Zirkon transluzent	2009-09-17
Modifikation:	13	
Probennummer	Biegefestigkeit [MPa]	Elastizitätsmodul [MPa]
1	1466	139670
2	938	141700
3	790	
4	1468	144275
5	1305	149862
6	1323	151274
7	874	140714
8	1090	157890
9	1139	133049
10	1106	123739
x□	<b>1150</b>	<b>142464</b>
s	226	9570

Hersteller:	R+K Organic Zirkon transluzent	2009-09-17
Modifikation:	15	
Probennummer	Biegefestigkeit [MPa]	Elastizitätsmodul [MPa]
1	1235	120423
2	1222	142095
3	1421	141597
4	1445	143195
5	1378	136578
6	1506	150386
7	1137	116708
8	1299	133286
9	1303	133702
10	1509	141379
<b>x□</b>	<b>1346</b>	<b>135935</b>
<b>s</b>	120	9919

Hersteller:	R+K Organic Zirkon transluzent	2009-09-17
Modifikation:	25	
Probennummer	Biegefestigkeit [MPa]	Elastizitätsmodul [MPa]
1	856	117346
2	1021	138262
3	935	127059
4	822	125946
5	935	129833
6	1063	131058
7	1091	128177
8	963	124406
9	748	130202
10	695	128043
<b>x□</b>	<b>913</b>	<b>128033</b>
<b>s</b>	125	5044

Hersteller:	R+K Organic Zirkon transluzent	2009-10-12
Modifikation:	1	
Probennummer	Biegefestigkeit [MPa]	Elastizitätsmodul [MPa]
1	928	140140
2	730	123237
3	1194	186323
4	1032	174245
5	818	
6	893	
X□	<b>933</b>	<b>155986</b>
S	149	25384

Hersteller:	R+K Organic Zirkon transluzent	2009-10-12
Modifikation:	18	
Probennummer	Biegefestigkeit [MPa]	Elastizitätsmodul [MPa]
1	1006	159620
2	579	
3	959	148999
4	849	138238
5	877	147138
6	1031	176321
7	1093	156555
8	767	
9	860	142721
10	1253	177652
X□	<b>928</b>	<b>155906</b>
S	176	13759

**Tab. 9-3: Darstellung der Prüfprotokolle der 4 Testserien entsprechend der Hersteller mit unterschiedlichen Oberflächenbearbeitungen**

Modifikation 1: unbehandelt  
 Modifikation 2: unbehandelt + TLW  
 Modifikation 3: unilateral präpariert (Korngröße 15 µm)  
 Modifikation 4: unilateral präpariert (Korngröße 15 µm) inklusive Wasserspray-Kühlung  
 Modifikation 5: unilateral präpariert (Korngröße 30 µm)  
 Modifikation 6: unilateral präpariert (Korngröße 30 µm) inklusive Wasserspray-Kühlung

<b>Modifikation 7:</b>	<b>unilateral präpariert (Korngröße 30 µm)</b>
<b>Modifikation 8:</b>	<b>inklusive Wasserspray-Kühlung + TLW</b>
<b>Modifikation 9:</b>	<b>unilateral präpariert (Korngröße 30 µm)</b>
<b>Modifikation 10:</b>	<b>inklusive Wasserspray-Kühlung</b>
<b>Modifikation 11:</b>	<b>+ Nachsintern bei 1530 °C</b>
<b>Modifikation 12:</b>	<b>unilateral präpariert (Korngröße 100 µm)</b>
<b>Modifikation 13:</b>	<b>inklusive Wasserspray-Kühlung</b>
<b>Modifikation 14:</b>	<b>unilateral Korund gestrahlt (Korngröße 50 µm)</b>
<b>Modifikation 15:</b>	<b>bilateral Korund gestrahlt (Korngröße 50 µm)</b>
<b>Modifikation 16:</b>	<b>unilateral Korund gestrahlt (Korngröße 110 µm)</b>
<b>Modifikation 17:</b>	<b>bilateral Korund gestrahlt (Korngröße 110 µm)</b>
<b>Modifikation 18:</b>	<b>+ TLW</b>
<b>Modifikation 19:</b>	<b>bilateral Korund gestrahlt (Korngröße 110 µm)</b>
<b>Modifikation 20:</b>	<b>+ Nachsintern bei 1530 °C</b>
<b>Modifikation 21:</b>	<b>bilateral Korund gestrahlt (Korngröße 110 µm)</b>
<b>Modifikation 22:</b>	<b>+ Nachsintern bei 930 °C</b>
<b>Modifikation 23:</b>	<b>unilateral aufgesinterter Liner (angemischt mit a. dest.)</b>
<b>Modifikation 24:</b>	<b>unilateral aufgesinterter Liner (angemischt mit a. dest.)</b>
<b>Modifikation 25:</b>	<b>+ TLW</b>
<b>Modifikation 26:</b>	<b>unilateral aufgesinterter Liner</b>
<b>Modifikation 27:</b>	<b>(angemischt mit VM Modelling Liquid)</b>
<b>Modifikation 28:</b>	<b>unilateral mit VM<sup>®</sup> 9 verblendet</b>
<b>Modifikation 29:</b>	<b>unilateral aufgesinterter Liner</b>
<b>Modifikation 30:</b>	<b>(angemischt mit VM Modelling Liquid)</b>
<b>Modifikation 31:</b>	<b>und mit VM<sup>®</sup> 9 beschickt</b>
<b>Modifikation 32:</b>	<b>unilateral Korund gestrahlt (Korngröße 110 µm),</b>
<b>Modifikation 33:</b>	<b>konsekutiv mit Liner (angemischt mit VM Modelling</b>
<b>Modifikation 34:</b>	<b>Liquid) beschickt</b>
<b>Modifikation 35:</b>	<b>unilateral Korund gestrahlt (Korngröße 110 µm),</b>
<b>Modifikation 36:</b>	<b>konsekutiv mit Liner (angemischt mit VM Modelling</b>
<b>Modifikation 37:</b>	<b>Liquid) und VM<sup>®</sup> 9 beschickt</b>
<b>Modifikation 38:</b>	<b>Vorbelastung von 10 x 500 MPa</b>

Tab. 9-4: Darstellung aller statistisch ermittelten p-Werte.

<b>Ausgangswerte (Modifikation 1)</b> - ANOVA		
Hersteller 1 vs. 2	0,76	Tukey-HSD
Hersteller 1 vs. 3	1,00	Tukey-HSD
Hersteller 1 vs. 4	0,43	Tukey-HSD
Hersteller 2 vs. 3	0,70	Tukey-HSD
Hersteller 2 vs. 4	0,0681	Tukey-HSD
Hersteller 3 vs. 4	0,45	Tukey-HSD

<b>Einfluss TLW</b> - <i>t-Test</i>	
Mod 1 vs. 2	0,23
Mod 6 vs. 7	$5e^{-7}$
Mod 13 vs. 14	0,0125
Mod 15 vs. 16	0,66
Mod 19 vs. 20	0,0008

<b>Vgl. Mod 2 vs. Mod x+TLW</b> - <i>t-Test</i> + $\alpha$ -Adjustierung	
Mod 2 vs. 7	0,10
Mod 2 vs. 11	$2e^{-5}$
Mod 2 vs. 14	$5e^{-5}$
Mod 2 vs. 20	0,0032

Vgl. Mod 1 vs. Mod x – <i>t-Test</i> + <i>α-Adjustierung</i>	Herst 1	Herst 2	Herst 3	Herst 4
Mod 1 vs. 3	0,33	3e <sup>-5</sup>	5e <sup>-5</sup>	0,97
Mod 1 vs. 4	0,29	7e <sup>-8</sup>	6e <sup>-7</sup>	0,11
Mod 1 vs. 5	0,77	2e <sup>-5</sup>	8e <sup>-8</sup>	0,38
Mod 1 vs. 6	0,58	0,0009	6e <sup>-9</sup>	6e <sup>-5</sup>
Mod 1 vs. 8	0,0165	0,77	0,0242	0,0035
Mod 1 vs. 9	0,36	1e <sup>-7</sup>	9e <sup>-5</sup>	3e <sup>-6</sup>
Mod 1 vs. 10	0,0008	4e <sup>-7</sup>	6e <sup>-8</sup>	0,0056
Mod 1 vs. 11	6e <sup>-9</sup>	5e <sup>-9</sup>	2e <sup>-8</sup>	1e <sup>-14</sup>
Mod 1 vs. 12	3e <sup>-8</sup>	1e <sup>-5</sup>	2e <sup>-11</sup>	9e <sup>-12</sup>
Mod 1 vs. 13	2e <sup>-11</sup>	3e <sup>-10</sup>	2e <sup>-7</sup>	0,0041
Mod 1 vs. 15	2e <sup>-10</sup>	0,0030	0,0002	3e <sup>-12</sup>
Mod 1 vs. 17	0,78	0,15	0,83	0,0487
Mod 1 vs. 19	0,0845	0,0229	0,0022	3e <sup>-10</sup>
Mod 1 vs. 21	-	-	0,17	0,0121
Mod 1 vs. 22	-	3e <sup>-5</sup>	4e <sup>-9</sup>	5e <sup>-8</sup>
Mod 1 vs. 23	-	2e <sup>-8</sup>	0,12	0,36
Mod 1 vs. 24	-	0,0013	0,0180	0,31
Mod 1 vs. 25	-	0,0043	0,0064	0,33
Mod 1 vs. 26	0,0120	0,98	0,13	0,72
<b>Einfluss differierender Heilungsbrandtemperatur (R+K Organic Zirkon transluzent)</b> – <i>t-Test</i>				
Mod 17 vs. 18	0,61			

Vgl. Mod x vs. Mod y - t-Test+ $\alpha$ -Adjustierung	Herst 1	Herst 2	Herst 3	Herst 4
Mod 3 vs. 4	0,78	0,40	0,51	0,18
Mod 5 vs. 6	0,95	0,0021	0,77	0,0289
Mod 9 vs. 10	0,0063	0,11	0,85	0,0567
Mod 3 vs. 5	0,27	0,0650	0,22	0,53
Mod 3 vs. 9	0,19	0,18	0,73	0,0006
Mod 5 vs. 9	0,57	0,0036	0,0825	0,0073
Mod 4 vs. 6	0,30	0,0277	0,19	0,0110
Mod 4 vs. 10	0,16	0,60	0,0740	0,18
Mod 6 vs. 10	0,0044	0,0669	0,0033	0,21
Mod 6 vs. 8	0,0096	0,0119	$7e^{-5}$	0,0338
Mod 11 vs. 12	0,64	0,0466	0,26	0,19
Mod 11 vs. 13	0,0913	0,25	0,86	0,0033
Mod 13 vs. 15	0,0222	0,18	0,21	0,0342
Mod 15 vs. 17	$1e^{-6}$	0,0077	0,0003	$5e^{-6}$
Mod 19 vs. 21	-	-	0,0619	0,0042
Mod 19 vs. 22	-	0,0702	$1e^{-5}$	$4e^{-7}$
Mod 19 vs. 23	-	0,0260	0,0367	$4e^{-5}$
Mod 13 vs. 24	-	$7e^{-8}$	$2e^{-6}$	0,0157
Mod 13 vs. 25	-	$1e^{-7}$	0,0001	0,0131
Mod 24 vs. 25	-	0,72	0,26	0,97

Verhältnis von Mod x vs. Mod y zwischen Herst a vs. Herst b - t-Test+ $\alpha$ -Adjustierung				
	Herst 1	Herst 2	Herst 3	Herst 4
Mod 1 vs. 6	nicht signifikant	***	*	**
Mod 1 vs. 8	nicht signifikant	nicht signifikant	nicht signifikant	*
Mod 6 vs. 8	**	***	*	****
Mod 1 vs. 13	*	**	***	****
Mod 1 vs. 15	**	****	***	*
Mod 1 vs. 17	nicht signifikant	nicht signifikant	nicht signifikant	nicht signifikant
Mod 15 vs. 17	*	****	***	**
Mod 1 vs. 19	nicht signifikant	***	**	*
Mod 1 vs. 22	nicht untersucht	***	*	**
Mod 1 vs. 26	*	nicht signifikant	nicht signifikant	nicht signifikant



Vgl. unterschiedlicher Hersteller bzgl. Mod x - ANOVA							
Hersteller		1 vs. 2	1 vs. 3	1 vs. 4	2 vs. 3	2 vs. 4	3 vs. 4
Modifikation							
Mod 6	Tukey-HSD	2e <sup>-5</sup>	3e <sup>-12</sup>	0,0004	0,0057	0,87	0,0005
Mod 13	Tukey-HSD	0,89	0,39	0,0036	0,80	0,0236	0,20
Mod 15	Tamhane-T2	0,99	0,59	1,00	0,47	0,98	0,68
Mod 19	Tukey-HSD	0,0847	0,41	9e <sup>-5</sup>	0,0046	3e <sup>-7</sup>	0,0276

- Tab. 9-4:** Darstellung aller statistisch ermittelten p-Werte
- Mod = Modifikation durch Oberflächenbearbeitung
  - Mod x } = definierte Modifikationen im direkten Vergleich
  - Mod y }
  - Herst = Hersteller
  - Herst a } = definierte Keramikhersteller im direkten Vergleich
  - Herst b }
  - "\*\*\*\*", "\*\*\*\*", "\*\*\*\*\*", "\*\*\*\*\*" entsprechen der Reihenfolge der explorierten p-Werte, wobei "\*\*\*\*" den niedrigsten und "\*\*\*\*\*" den höchsten signalisieren
  - grün markierte Felder zeigen einen statistisch signifikanten p-Wert an  
Ausnahme: t-Tests inklusive  $\alpha$ -Adjustierung, wobei grüne Felder mit schwarzer Schrift einen statistisch signifikanten Wert, welcher durch die nachträgliche Adjustierung außerhalb der Signifikanz zu liegen kam;  
grüne Felder mit rotem Text entsprechen (auch nach der  $\alpha$ -Adjustierung) statistisch signifikanten Ergebnissen
  - angewandte Modifikationen:
  - Modifikation 1: unbehandelt
  - Modifikation 2: unbehandelt + TLW
  - Modifikation 3: unilateral präpariert (Korngröße 15  $\mu$ m)
  - Modifikation 4: unilateral präpariert (Korngröße 15  $\mu$ m)  
inklusive Wasserspray-Kühlung
  - Modifikation 5: unilateral präpariert (Korngröße 30  $\mu$ m)
  - Modifikation 6: unilateral präpariert (Korngröße 30  $\mu$ m)  
inklusive Wasserspray-Kühlung
  - Modifikation 7: unilateral präpariert (Korngröße 30  $\mu$ m)  
inklusive Wasserspray-Kühlung + TLW
  - Modifikation 8: unilateral präpariert (Korngröße 30  $\mu$ m)  
inklusive Wasserspray-Kühlung  
+ Nachsintern bei 1530 °C
  - Modifikation 9: unilateral präpariert (Korngröße 100  $\mu$ m)
  - Modifikation 10: unilateral präpariert (Korngröße 100  $\mu$ m)  
inklusive Wasserspray-Kühlung
  - Modifikation 11: unilateral Korund gestrahlt (Korngröße 50  $\mu$ m)
  - Modifikation 12: bilateral Korund gestrahlt (Korngröße 50  $\mu$ m)
  - Modifikation 13: unilateral Korund gestrahlt (Korngröße 110  $\mu$ m)
  - Modifikation 14: unilateral Korund gestrahlt (Korngröße 110  $\mu$ m)  
+ TLW
  - Modifikation 15: bilateral Korund gestrahlt (Korngröße 110  $\mu$ m)
  - Modifikation 16: bilateral Korund gestrahlt (Korngröße 110  $\mu$ m)  
+ TLW
  - Modifikation 17: bilateral Korund gestrahlt (Korngröße 110  $\mu$ m)  
+ Nachsintern bei 1530 °C
  - Modifikation 18: bilateral Korund gestrahlt (Korngröße 110  $\mu$ m)  
+ Nachsintern bei 930 °C
  - Modifikation 19: unilateral aufgesinterter Liner (angemischt mit a. dest.)
  - Modifikation 20: unilateral aufgesinterter Liner (angemischt mit a. dest.)  
+ TLW

- Modifikation 21:** unilateral aufgesinterter Liner  
(angemischt mit VM Modelling Liquid)
- Modifikation 22:** unilateral mit VM<sup>®</sup> 9 verblendet
- Modifikation 23:** unilateral aufgesinterter Liner  
(angemischt mit VM Modelling Liquid)  
und mit VM<sup>®</sup> 9 beschickt
- Modifikation 24:** unilateral Korund gestrahlt (Korngröße 110 µm),  
konsekutiv mit Liner (angemischt mit VM Modelling  
Liquid) beschickt
- Modifikation 25:** unilateral Korund gestrahlt (Korngröße 110 µm),  
konsekutiv mit Liner (angemischt mit VM Modelling  
Liquid) und VM<sup>®</sup> 9 beschickt
- Modifikation 26:** Vorbelastung von 10 x 500 MPa

## Danksagung

Herrn Univ.-Prof. Dr. med. dent. Harald Küpper danke ich für die freundliche Aufnahme als Promovend in seiner Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik und Werkstoffkunde am ZZMK des Universitätsklinikums Jena.

Mein herzlicher Dank gilt Frau Oberärztin PD Dr. med. dent. Florentine Jahn, Zahnärztin der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik und Werkstoffkunde des Zentrums für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde der Friedrich-Schiller-Universität Jena, für die Vergabe des Themas und ihre fachliche Beratung bei der Vorbereitung und Durchführung der werkstoffkundlichen Untersuchungen.

Herrn Dr. rer. nat. Roland Göbel und Frau Dr. rer. nat. Angelika Rzanny, wissenschaftliche Mitarbeiter des Bereiches Werkstoffkunde und Technologie der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik und Werkstoffkunde des Zentrums für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde der Friedrich-Schiller-Universität Jena, möchte ich für die zuverlässige Betreuung und kompetente Beratung während des gesamten Untersuchungszeitraums bis zur Fertigstellung ganz besonders danken.

Ich möchte Herrn Gerhard Raser, wissenschaftlicher Mitarbeiter des Bereiches Werkstoffkunde und Technologie der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik und Werkstoffkunde des Zentrums für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde der Friedrich-Schiller-Universität Jena, für die fachkundliche Unterstützung im Rahmen der Prüfkörperherstellung und Datenakquise herzlichst danken.

Herrn Dr. rer. nat. Mario Walther, wissenschaftlicher Mitarbeiter des Instituts für Medizinische Statistik, Informatik und Dokumentation der Friedrich-Schiller-Universität Jena, bin ich für die Beratung im Zuge der statistischen Auswertung dankbar.

Weiterhin danke ich Herrn Mario Fachet, wissenschaftlicher Mitarbeiter des Bereiches Werkstoffkunde und Technologie der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik und Werkstoffkunde des Zentrums für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde der Friedrich-Schiller-Universität Jena, für die encouragierende und fachliche Hilfestellung.

Für die Bereitstellung der analysierten Materialien danke ich den Firmen Goldquadrat (Goldquadrat GmbH, Hannover, Deutschland), VITA (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Deutschland), Heraeus (Heraeus Kulzer GmbH, Hanau, Deutschland) und R+K (R+K CAD/CAM Technologie GmbH & Co. KG, Berlin, Deutschland).

Nicht zuletzt gilt ein ganz besonderer Dank meiner Familie und Freunden, die mir zu jedem Zeitpunkt mit Rat und Tat zur Seite standen.

## Curriculum vitae

## Angaben zur Person:

Name	Benedix, Georg
Geburtsdatum	29. Dezember 1985
Geburtsort	Frankenberg/Sa
Staatsangehörigkeit	deutsch
Familienstand	ledig
Eltern	Dr. med. dent. Benedix, Bernd; Zahnarzt Dipl. Stom. Heilmann, Beate, geb. Homberg; Zahnärztin
Geschwister	Benedix, Sabina

## Schulausbildung:

Datum (von – bis)	08/1992 – 07/1996
Name und Art der Bildungseinrichtung	Grundschule Lauenhainer Straße, Mittweida
Datum (von – bis)	08/1996 – 06/2004
Name und Art der Bildungseinrichtung	Städtisches Gymnasium, Mittweida
Bezeichnung der erworbenen Qualifikation	allgemeine Hochschulreife

## Wehrdienst:

Datum (von – bis)	07/2004 – 03/2005
Name und Adresse der Dienststelle	Wettiner Kaserne, 2./Panzerartilleriebataillon 375, Frankenberg/Sa

## Studium:

Datum (von – bis)	10/2005 – 12/2010
Name und Art der Bildungseinrichtung	Friedrich-Schiller-Universität, Jena
Studiengang	Zahnmedizin
Naturwissenschaftliche Vorprüfung	03/2006, Ergebnis: "sehr gut"
Zahnärztliche Vorprüfung	03/2008, Ergebnis: "sehr gut"
Promotion	seit 04/2010 an der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik und Werkstoffkunde des Zentrums für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde des Universitätsklinikums Jena

Abschluss (von – bis)	08/2010 – 12/2010 Staatsexamen, Gesamtergebnis: "sehr gut"
Bezeichnung der erworbenen Qualifikation	Approbation Zahnmedizin (18.01.2011)
<b>Berufliche Tätigkeit:</b>	
Datum (von – bis)	04/2009 – 07/2010
Art der Tätigkeit	wissenschaftliche Arbeitskraft in der Poliklinik für Konservierende Zahnheilkunde des ZZMK der FSU Jena seit 01.03.2011
Datum	
Art der Tätigkeit	Vorbereitungsassistent in der Zahnarztpraxis Dr. med. dent. Bernd Benedix in Mittweida, Sachsen

Mittweida, den 14. Februar 2012



Georg Benedix

## Ehrenwörtliche Erklärung

Hiermit erkläre ich, dass mir die Promotionsordnung der Medizinischen Fakultät der Friedrich-Schiller-Universität bekannt ist,

dass ich die Dissertation selbst angefertigt habe und alle von mir benutzten Hilfsmittel, persönliche Mitteilungen und Quellen in meiner Arbeit angegeben sind,

dass mich folgende Personen bei der Auswahl und Auswertung des Materials sowie bei der Herstellung des Manuskripts unterstützt haben: Frau OÄ PD Dr. med. dent. Florentine Jahn, Herr Dr. Roland Göbel, Frau Dr. rer. nat. Angelika Rzanny sowie die in der Danksagung genannten Personen,

dass die Hilfe eines Promotionsberaters nicht in Anspruch genommen wurde und das Dritte weder unmittelbar noch mittelbar geldwerte Leistungen von mir für die Arbeit erhalten haben, die in Zusammenhang mit dem Inhalt der vorgelegten Dissertation stehen,

dass ich die Dissertation noch nicht als Prüfungsarbeit für eine staatliche oder andere wissenschaftliche Prüfung eingereicht habe und

dass ich die gleiche, eine in wesentlichen Teilen ähnliche oder eine andere Abhandlung nicht bei einer anderen Hochschule als Dissertation eingereicht habe.

Mittweida, den 14. Februar 2012



Georg Benedix